

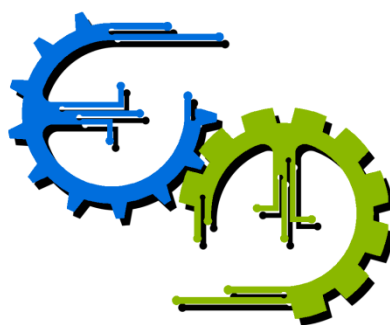


## **TRABALHO DE GRADUAÇÃO**

# **Comparação de Diferentes Métodos de Filtragem da Linha de Base do ECG**

Por,  
**Alexandre Correia Mesquita de Oliveira**

**Brasília, Dezembro de 2017**



**ENGENHARIA  
MECATRÔNICA**  
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
Faculdade de Tecnologia  
Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação

## TRABALHO DE GRADUAÇÃO

# Comparação de Diferentes Métodos de Filtragem da Linha de Base do ECG

POR,

**Alexandre Correia Mesquita de Oliveira**

Relatório submetido como requisito parcial para obtenção  
do grau de Engenheiro de Controle e Automação.

### **Banca Examinadora**

Profa. Flavia Maria Guerra de Sousa Aranha  
Oliveira, UnB/ ENE (Orientadora)

---

Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho, UnB/  
ENE

---

Prof. Lélío Ribeiro Soares Júnior, UnB/ ENE

---

Brasília, Dezembro de 2017

## FICHA CATALOGRÁFICA

ALEXANDRE, CORREIA MESQUITA DE OLIVEIRA

Comparação de Diferentes Métodos de Filtragem da Linha de Base do ECG,

[Distrito Federal] 2017.

xi, 59p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Controle e Automação, 2017). Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília.Faculdade de Tecnologia.

1.Eletrocardiograma

2.Variação da linha de base

3.Espectro

4.Remoção da linha de base

I. Mecatrônica/FT/UnB

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

OLIVEIRA, A. C. M. de, (2017). Comparação de Diferentes Métodos de Filtragem da Linha de Base do ECG. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-nº 26, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 59p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Alexandre Correia Mesquita de Oliveira.

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Comparação de Diferentes Métodos de Filtragem da Linha de Base do ECG.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2017

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Alexandre Correia Mesquita de Oliveira  
Quadra 204 Lote 07 ap 1504 – Águas Claras.  
71939-540 Brasília – DF – Brasil.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço imensamente a Deus pelas oportunidades e aprendizados que adquiri durante a minha etapa acadêmica. Também agradeço à minha família e amigos pelo apoio e orientações em momentos bons e ruins. Agradeço à Anna Carolina pelo trabalho excelente no departamento e pelos conselhos sobre o curso. Por fim, agradeço à professora Flávia pela oportunidade de ser seu orientando e por ser professora bastante dedicada e atenciosa.

*Alexandre Correia Mesquita de Oliveira.*

## RESUMO

A identificação da fisiologia do sistema cardiovascular permitiu o desenvolvimento de métodos não invasivos de análise de parâmetros que influenciam esse sistema. Uma das ferramentas de análise mais utilizadas é a variabilidade da frequência cardíaca, que se baseia nas frequências geradas no espectro dos intervalos entre os picos R do eletrocardiograma (ECG). O ECG é um sinal elétrico que regula a frequência cardíaca. Esta frequência é resultado da interação entre as atividades dos sistemas simpático e parassimpático no coração. No entanto, esse sinal está sujeito a interferências que distorcem informações importantes para o diagnóstico médico. Uma destas interferências é a variação da linha de base. O objetivo deste trabalho é a utilização de diferentes métodos de filtragem para remover ou amenizar esta interferência e fazer estudo comparativo do efeito destes métodos. Em particular, verificou-se a influência de três métodos de filtragem (FIR, IIR e filtragem de fase nula) no sinal de ECG e também no espectro do sinal de IRR resultante destas diferentes filtrações. Os sinais de ECG utilizados neste trabalho foram obtidos a partir do banco de dados Fantasia. Foi verificado que o filtro FIR requer o uso de ordens elevadas e seu sinal resultante tem atrasos. No caso do IIR e de fase nula, há presença de distorções no ECG. Ao calcular as medidas da variabilidade da frequência cardíaca, observou-se que a escolha do método de filtragem da linha de base não interferiu nos resultados obtidos. Em outras palavras, os métodos de filtragem não são estatisticamente diferentes entre si em relação aos seus efeitos no espectro dos IRR.

Palavras Chave: eletrocardiograma, variação da linha de base, espectro, remoção da linha de base.

# ABSTRACT

The identification of the physiology of the cardiovascular system allowed the development of noninvasive analysis methods of parameters that influence this system. One of the most used analysis tools is heart rate variability, which is based on the frequencies generated in the spectrum of the intervals between electrocardiogram (ECG) R peaks. The ECG is an electrical signal that regulates the heart rate. This frequency is a result of the interaction between the activities of the sympathetic and parasympathetic systems in the heart. However, this signal is subject to interferences that distort important information to the medical diagnosis. One of these interferences is the variation of the baseline. The objective of this work is the use of different filtering methods to remove or minimize this interference and to make a comparative study of the effect of these methods. In particular, the influence of three filtering methods (FIR, IIR and zero-phase filtering) on the ECG signal and also on the IRR signal spectrum resulting from these different filtering methods was verified. The ECG signals used in this work were obtained from the Fantasia database. It has been found that the FIR filter requires the use of high orders and its resulting signal has delays. In the case of IIR and zero-phase, there is presence of distortions in the ECG. When calculating measures of heart rate variability, it was observed that the choice of the baseline filtering method did not interfere with the results obtained. In other words, the filtering methods are not statistically different from each other in relation to their effects on the IRR spectrum.

Keywords: electrocardiogram; baseline wander; spectrum; removal of the baseline

# SUMÁRIO

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....	iii
CESSÃO DE DIREITOS .....	iii
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 Contextualização do trabalho .....	1
1.2 Objetivo do trabalho .....	1
1.3 Organização do trabalho .....	2
<b>2 Revisão Bibliográfica .....</b>	<b>3</b>
2.1 Funcionamento do sistema cardiovascular.....	3
2.2 O ciclo cardíaco e o ECG .....	4
2.3 Variabilidade da frequência cardíaca .....	5
2.4 Variação da linha de base do ECG .....	6
2.5 Filtro FIR.....	6
2.6 Filtro IIR.....	13
2.7 Filtragem de fase nula.....	15
<b>3 Metodologia .....</b>	<b>16</b>
3.1 Banco de dados .....	16
3.2 CRSIDLab .....	17
3.3 Processamento e organização de sinais .....	18
<b>4 Análise de resultados.....</b>	<b>20</b>
4.1 Filtro FIR.....	20
4.2 Filtro IIR.....	24
4.3 Filtragem de fase nula.....	30
4.4 Resultados nas frequências do espectro.....	32
<b>5 Conclusão .....</b>	<b>34</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>37</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.2.1 - Ciclo do batimento cardíaco com os sinais do ECG [1].....	5
Figura 2.5.1 - Convolução do filtro com a entrada impulso [13]. ....	7
Figura 2.5.2 - Espectro de magnitude do filtro de janela retangular com $\omega_c = \pi/2$ [12]. .....	8
Figura 2.5.3 - Resposta a impulso da Figura 2.5.2 com frequência de corte de 0,1 [12]. ....	9
Figura 2.5.4 - Comparação de respostas do filtro passa-baixa em relação à quantidade de coeficientes [13].....	10
Figura 2.6.1 - Diagrama de blocos do filtro IIR [12].....	14
Figura 2.6.2 - Respostas de frequência dos respectivos filtros passa-baixa [12]. ....	14
Figura 2.7.1 - Diagrama de blocos do método de filtragem de fase nula [21].....	15
Figura 4.1.1 - Comparação de sinal original com o filtrado pela janela retangular com $M = 56$ . ....	21
Figura 4.1.2 - Comparação de sinal original com o filtrado pela janela retangular com $M = 250$ . ....	21
Figura 4.1.3 - Comparação de sinal original com o filtrado pela janela retangular com $M = 500$ . ....	22
Figura 4.1.4 - Comparação da resposta a frequência do filtro FIR retangular em tamanhos 56, 250 e 500. ....	23
Figura 4.1.5 - Comparação de sinal original com o filtrado com $M = 500$ . Em ordem sequencial, as janelas apresentadas são Hamming, Blackman-Harris, Chebyshev e Kaiser. ....	24
Figura 4.2.1 - Comparação da filtragem do filtro IIR Butterworth em diferentes tamanhos $M$ . ....	25
Figura 4.2.2 - Resposta de frequência do filtro IIR Butterworth no tamanho $M = 2$ . ....	26
Figura 4.2.3 - Comparação da filtragem do filtro IIR Chebyshev tipo 1 em diferentes tamanhos $M$ . ....	27
Figura 4.2.4 - Resposta de frequência do filtro IIR Chebyshev tipo 1 no tamanho $M =$ $2$ . ....	27
Figura 4.2.5 - Comparação da filtragem do filtro IIR Chebyshev tipo 2 em diferentes tamanhos $M$ . ....	28
Figura 4.2.6 - Resposta de frequência do filtro IIR Chebyshev tipo 2 no tamanho $M =$ $2$ . ....	29
Figura 4.2.7 - Comparação da filtragem do filtro IIR elíptico em diferentes tamanhos $M$ . ....	29
Figura 4.2.8 - Resposta de frequência do filtro IIR elíptico no tamanho $M = 2$ . ....	30
Figura 4.3.1 – Comparação dos sinais original, filtrado por FIR com janela retangular e filtrado pelo método de filtragem de fase nula no tamanho $M = 500$ . ....	31
Figura 4.3.2 – Comparação dos sinais original, filtrado por IIR Butterworth e filtrado pelo método de filtragem de fase nula no tamanho $M = 2$ . ....	32
Figura 4.4.1 – Gráfico estatístico de baixa frequência (LF) por Welch (W) que mostra que os métodos não são estatisticamente diferentes. SF corresponde a sem filtro utilizado, FIR Ret a filtro FIR de janela retangular de tamanho 500, IIR B a filtro IIR Butterworth de tamanho 2 e IIR BFN ao método de fase nula do filtro IIR Butterworth de tamanho 2. ....	33
Figura 4.4.2 – Espectro de frequência do sinal filtrado por FIR de janela retangular no tamanho 500. Nota-se que há presença de VLF nesse espectro o que pode influenciar na LF. ....	33



## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.5.1 - Equação das janelas usadas no filtro FIR [12,15,16,17,18,19,20] .....	10
Tabela 2.5.2 - Formato das janelas em domínio do tempo e da frequência [15,16,17,19,21] .....	11
Tabela 3.2.1 – Formato das variáveis do CRSIDLab [22] .....	17

# LISTA DE SÍMBOLOS

## Símbolos Latinos

$f$	Frequência	[Hz]
$k$	Amostra do sinal	
$n$	Ordem do filtro	

## Símbolos Gregos

$\omega$	Frequência normalizada	[rad/s]
----------	------------------------	---------

## Subscritos

c	corte
s	amostragem

## Siglas

ANOVA	Análise de Variância (do inglês Analysis of Variance)
AV	Atrioventricular
B	Butterworth
BFN	Butterworth de fase nula
Bp	Pressão sanguínea (do inglês Blood Pression)
CRSIDLab	Laboratório de Identificação do Sistema Cardiorrespiratório (do inglês Cardiorespiratory System Identification Lab)
ECG	Eletrocardiograma
ECG_BP	Electrocardiograma_Pressão Sanguínea
ECGLab	Laboratório de Eletrocardiograma (do inglês Electrocardiogram Lab)
FFT	Transformada de Fourier Rápida (do inglês Fast Fourier Transform)
FIR	Resposta a Impulso Finita (do inglês Finite Impulse Response)
Fs	Frequência de amostragem
HF	Alta Frequência (do inglês High Frequency)
IIR	Resposta a Impulso Infinita (do inglês Infinite Impulse Response)
LH	Baixa Frequência (do inglês Low Frequency)
Ret	Retangular
Rsp	Respiração (do inglês Respiration)
SA	Sinoatrial
SF	Sem Filtro

SL	Semilunar
ULF	do inglês Ultra-Low-Frequency
VLF	do inglês Very-Low-Frequency
W	Welch

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Contextualização do trabalho

O coração humano saudável não funciona de forma rítmica [1] O objetivo desta variação da frequência do coração é ajustar-se a qualquer situação em que o organismo se encontra, por exemplo: repouso, em atividade física e execução de trabalho manual. Para isso, o sistema nervoso autônomo regula a frequência cardíaca por meio de sinais elétricos emitidos ao coração. Dessa forma, a importância da área de Processamento de Sinais está em estudar esses sinais para compreender a fisiologia do sistema cardiovascular e dar suporte aos profissionais de saúde.

Uma das técnicas amplamente utilizadas para diagnóstico médico é a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) que consiste em descrever variações da frequência dos batimentos cardíacos consecutivos e dos intervalos entre duas ondas R vizinhas. Tudo isso tem relações com as atividades atuantes no coração pelos sistemas simpático e parassimpático que pertencem ao sistema nervoso autônomo [2,3]. A VFC é utilizada com base da análise do espectro dos intervalos R-R (IRR) os quais são obtidos do eletrocardiograma (ECG). Com isso, são gerados os índices de baixa frequência (LF), de alta frequência (HF) e da razão LF/HF. A principal vantagem dessa ferramenta é ser, de forma não invasiva, um fator indicativo de alguma doença cardíaca e das atividades do sistema nervoso autônomo no coração [1,3].

No entanto, a qualidade do ECG pode ser reduzida por interferências externas como variação da linha de base, ruído de alta frequência e interferência da linha de energia [4]. A variação da linha de base é uma interferência de baixa frequência que distorce o ECG de modo a causar deslocamento do sinal de sua base normal. Isso pode fazer com que um ciclo ficasse mais abaixado que os seus vizinhos e assim pode não ocorrer uma detecção do seu pico R. Em consequência, as áreas da LF e da HF e a razão LF/HF, que são índices da VFC, ficam com valores equivocados. Para corrigir esse problema, estudos utilizam a técnica de filtragem no ECG [5,6,7,8].

## 1.2 Objetivo do trabalho

Este trabalho tem o objetivo de comparar os efeitos no sinal de ECG e nos índices da VFC pelos métodos de filtragem para a remoção da variação da linha de base do ECG. É importante verificar se uma filtragem interfere na análise do ECG e da VFC. Para isso, são utilizados sinais de ECG de pacientes jovens e idosos extraídos do banco de dados Fantasia, obtido do site do Physionet, que é um repositório de livre acesso de sinais

fisiológicos [9]. Estes sinais de ECG são filtrados com diferentes técnicas. Em seguida, são gerados os índices da VFC a partir dos sinais filtrados para comparar os efeitos dos métodos de filtragem no espectro dos IRR.

### **1.3 Organização do trabalho**

O Capítulo 2 faz uma revisão bibliográfica sobre o sistema cardíaco, o ECG, a variabilidade da frequência cardíaca, a variação da linha de base e os métodos de filtragem estudados.

O Capítulo 3 aborda uma metodologia para a obtenção de resultados ao explicar em como obter os dados provenientes da Fantasia e utilizar o programa CRSIDLab para processar os sinais ECG e gerar os índices da VFC. Além disso, explicita de que forma os dados finais foram organizados com o uso do MatLab para o teste estatístico One-Way ANOVA on Ranks por meio do SigmaPlot.

O Capítulo 4 apresenta e explica os resultados de cada método de filtragem no domínio do tempo por meio das análises comparativas dos sinais ECG filtrados com os sinais ECG originais. Além disso, neste capítulo são comparados os efeitos dos métodos de filtragem nos índices da VFC por meio dos resultados estatísticos a fim de verificar se há diferença significativa entre esses métodos no espectro dos RRs.

O Capítulo 5 fundamenta-se nos resultados analisados no Capítulo 4 e conclui sobre os efeitos de cada método de filtragem no sinal ECG de cada paciente e nos índices da VFC. Ao final do capítulo, propõem-se trabalhos futuros.

## 2 Revisão Bibliográfica

Antes de realizar um estudo comparativo dos métodos de filtragem para a remoção da variação da linha de base do ECG, é importante entender como funciona o sistema cardiovascular (Seção 2.1) e de que forma o coração é influenciado pelos sistemas simpático e parassimpático para compreender partes de um ciclo cardíaco presente no ECG, principalmente a onda R que é fundamental para a análise da VFC (Seção 2.2). Dessa forma, as atividades nervosas possuem influência na análise da VFC que pode ser gerada a partir do espectro dos intervalos dos RRs (Seção 2.3).

Porém o ECG é sujeito a interferências e o trabalho se trata a respeito da variação da linha de base e explica qual é a sua origem e suas influências no sinal de ECG (Seção 2.4). Com base nisso, os métodos de filtragem são aplicados para analisar as suas consequências no ECG e também no espectro dos RRs. Como esse trabalho lida com filtros, deseja-se compreender como esses filtros foram projetados para remover a variação da linha de base (Seção 2.4, Seção 2.5 e Seção 2.6).

### 2.1 Funcionamento do sistema cardiovascular

O sistema cardiovascular é composto pelo coração e pelos vasos sanguíneos. Os pulmões trabalham em conjunto com o sistema cardiovascular em respeito às trocas gasosas. A função desse sistema é transportar nutrientes, hormônios, gases e outros componentes essenciais por meio do sangue com o objetivo de manter o funcionamento do corpo humano.

O coração é um órgão muscular cuja estrutura é composta por quatro cavidades com duas superiores e duas inferiores. As cavidades superiores são denominadas como átrios, enquanto as inferiores são ventrículos. O referencial de lado direito e esquerdo das cavidades do coração é a própria pessoa. Esse órgão serve como uma bomba hidráulica que possibilita a circulação do sangue no organismo.

O fluxo sanguíneo entra pelo átrio e sai pelo ventrículo, ambos no lado direito, em direção aos pulmões. Depois entra pelo átrio esquerdo e sai pelo ventrículo esquerdo em direção aos componentes do organismo. Para evitar o refluxo e garantir que o fluxo seja unidirecional, o coração contém quatro válvulas que são classificadas em dois tipos: atrioventricular (AV) e semilunar (SL). Cada lado do coração possui uma válvula AV e uma SL. As válvulas AV impedem o retorno do sangue ao átrio quando chega ao ventrículo; e no caso das válvulas SL, o fluxo sanguíneo é forçado a ir aos componentes do organismo.

Para isso ser possível, o bombeamento do coração é controlado pelo sistema nervoso autônomo por meio das atividades simpáticas e parassimpáticas. Essas atividades

atuam nos nós sinoatrial (SA) e atrioventricular, ambos localizados no lado direito do coração. Tudo isso é regularizado de acordo com o ciclo cardíaco em que é composto pela sístole e diástole. A sístole é uma contração ventricular e faz com que o sangue seja bombeado para fora do coração. No caso da diástole, os ventrículos se relaxam e isso permite a entrada do sangue oriundo dos átrios. Dessa forma, esses nós são considerados como marca-passos por inicializar o ciclo do batimento cardíaco [1].

## **2.2 O ciclo cardíaco e o ECG**

No início do ciclo cardíaco, o nó SA produz impulsos elétricos que atravessam o átrio direito até chegar ao nó AV. Em consequência, ocorre a contração desse átrio pela despolarização de seus músculos e o nó AV dispara mais impulsos elétricos aos ventrículos do coração. Isso faz com que as fibras ventriculares sofram a despolarização e assim ocorra a sístole ventricular. Aliás, quando os ventrículos se contraem, os átrios são repolarizados e relaxam. Por fim, o ciclo cardíaco se encerra com a repolarização dos músculos ventriculares. Esse ciclo pode ser visualizado com o uso do ECG em que cada onda representa uma parte desse ciclo. A Figura 2.2.1 mostra que os sinais gerados pelas mudanças da polaridade das células musculares do coração são representados em sequência pela onda P, pelo complexo QRS e pela onda T. Dessa forma, os impulsos provocados pelo nó SA geram a onda P, a sístole ventricular é dada pelo complexo QRS e a diástole ventricular causa a onda T. A onda P é representada pelo número 1, o complexo QRS pelos números 3 e a onda T pelo número 5 no ECG da Figura 2.2.1. Os números 2, 4 e 6 são momentos onde a despolarização das cavidades superiores ou inferiores terminam.

## ECG and electrical activity of the myocardium

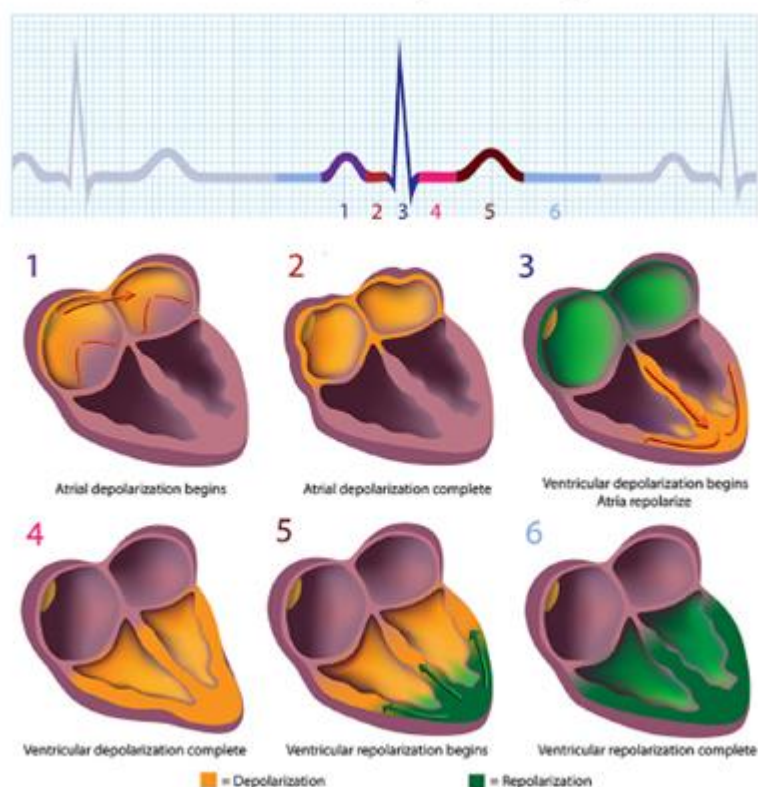


Figura 2.2.1 - Ciclo do batimento cardíaco com os sinais do ECG [1]

### 2.3 Variabilidade da frequência cardíaca

Os batimentos cardíacos são regulados por meio do ECG pelos sistemas simpático e vagal de acordo com a situação em que o organismo se encontra. A influência do sistema parassimpático predomina-se em momentos de repouso ou de atividades de pouco esforço. O seu efeito é reduzir a frequência cardíaca por meio da liberação de acetilcolina [1,2]. No caso do simpático, sua finalidade é acelerar o ritmo cardíaco com base da epinefrina e da norepinefrina [1,2]. Isso ocorre em situações que demandam o aumento do metabolismo. Dessa forma, a frequência cardíaca sofre variações por meio dessas atividades neurais e essa variabilidade é um parâmetro importante para o funcionamento do coração.

A variabilidade da frequência cardíaca é composta por quatro tipos de frequência: alta frequência (HF), baixa frequência (LF), baixíssima frequência (VLF) e muito baixíssima frequência (ULF). Essas frequências são obtidas pelo espectro das variações do intervalo entre os picos R [10]. As frequências de interesse do trabalho são a HF e a LF, pois a VLF e a ULF são pouco compreendidas e não há muita influência na fisiologia do sistema cardiovascular para um intervalo de 5 minutos do ECG.

A banda HF compreende em um intervalo entre 0,15 e 0,4 Hz em um segmento de 5 minutos de uma amostra de 24 horas. Ela é influenciada pelo sistema vagal e está bastante



relacionada às atividades respiratórias que é chamada de banda respiratória [1,3,11]. Já a banda LF, também chamada de banda do barorreceptor [1,3], representa as atividades barorreceptoras que regula as atividades autônomas do sistema cardiovascular por meio dos valores da pressão sanguínea. Sua banda se localiza entre 0,04 e 0,15 Hz. Existe uma discussão entre os pesquisadores sobre a influência dos sistemas simpático e vagal na LF. Alguns pesquisadores defendem que somente o sistema simpático exerce enquanto outros argumentam que há também envolvimento do sistema vagal [1,2,3,10,11]. Usa-se a razão entre LF e HF para determinar qual sistema é o mais predominante no momento. Se essa razão for menor que 1, existe mais oscilações de HF que a LF e logo o sistema vagal está em maior influência. Caso seja maior que 1, a LF se predomina e há mais atividades simpáticas envolvidas.

## 2.4 Variação da linha de base do ECG

Os sinais elétricos do coração podem ser obtidos por meio dos eletrodos posicionados no torso do paciente e conectados a um eletrocardiógrafo. O problema reside na situação em que os eletrodos são movimentados devido aos movimentos do indivíduo como respiração e contrações musculares. Isso faz com que haja um efeito de impedância no contato entre os eletrodos e a pele [6,7]. Em consequência, os ciclos cardíacos ficam horizontalmente desalinhados entre si, ou seja, alguns ciclos possuem valores maiores e outros menores. Esse fenômeno é denominado como variação da linha de base.

O ECG possui uma linha de base que serve como referência para cada batimento cardíaco e, assim, para análise clínica. A variação dessa linha referencial distorce informações importantes como ocorre no segmento ST que é usado para diagnósticos de síndrome coronária aguda causada por isquemia ou infarto do miocárdio [8]. Essa variação atua em baixas frequências entre 0 a 1 Hz. [5,6,7,8]. Dessa forma, é importante remover essa interferência com a utilização de filtros passa-alta.

## 2.5 Filtro FIR

O filtro FIR é um filtro digital de média móvel que utiliza eventos de entrada atuais e passados para processar valores de saída, ou seja, é um filtro causal e opera em malha aberta. Para isso, contém um vetor finito de respostas a impulso que servem como coeficientes ponderados para o sinal de entrada. O modo de operação do filtro é descrito na seguinte equação:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{M-1} b[k]x[n-k], \quad (1)$$

em que  $y$  é o vetor de valores de saída após a filtragem,  $n$  é o índice de tempo discreto,  $M$  é o comprimento do filtro,  $b$  é o vetor de respostas a impulso e  $x$  é o vetor de valores de entrada do sinal [12,13].

O primeiro passo da convolução é inverter a ordem sequencial das amostras do sinal de entrada. Em seguida, multiplica-se cada amostra com o respectivo coeficiente do vetor finito  $b$  em consideração com o tamanho do filtro. O comprimento  $M$  do filtro corresponde à quantidade de coeficientes que o filtro possui. Os resultados são posteriormente somados e, assim, atribui-se a um valor de saída. Depois, desloca o filtro para a próxima amostra do sinal de entrada que está fora do filtro e se repete a operação até que todas as amostras de entrada sejam filtradas.

Para determinar o vetor  $b$  da Equação 1, deve-se entender que a resposta a impulso é a saída do filtro a uma entrada impulso que possui uma amostra com valor unitário e é precedida e sucedida por amostras de valores nulos [13]. A Figura 2.5.1 detalha a convolução dos coeficientes do filtro com a entrada impulso sendo que os coeficientes são iguais entre si para esse caso. Nota-se que as respostas a impulso  $y(n)$  da Figura 2.5.1 possuem os mesmos valores dos seus respectivos coeficientes do filtro. Dessa forma, o vetor  $b$  é o vetor de respostas a impulso desse filtro [12,13].

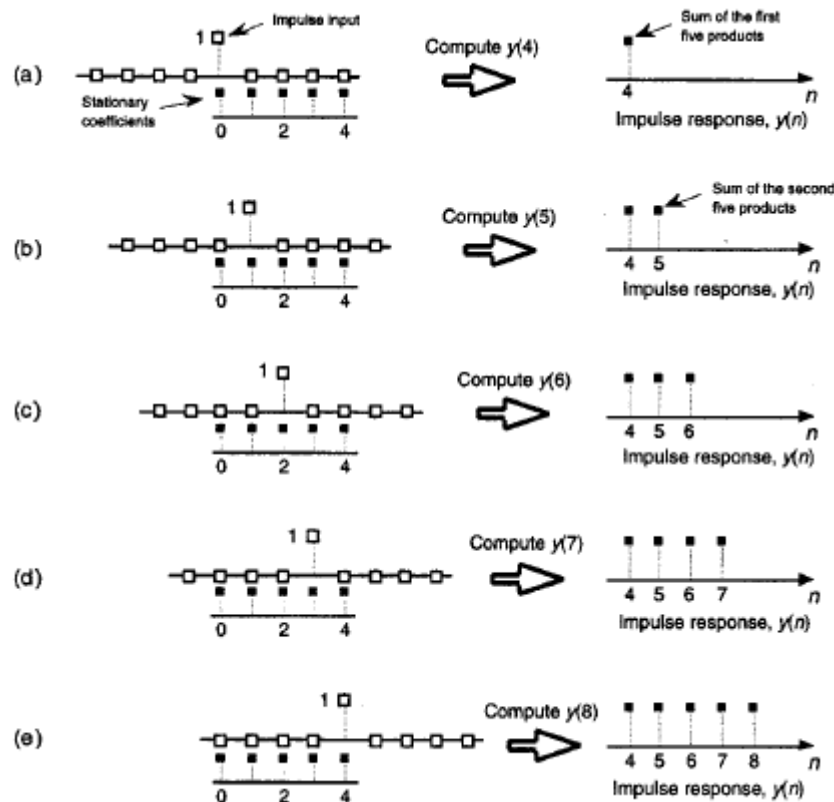


Figura 2.5.1 - Convolução do filtro com a entrada impulso [13].

Considere um filtro passa-baixa ideal com frequência de corte de  $\omega_c$  e ganho unitário. Esse filtro possui características de frequência de uma janela retangular representada pela

Figura 2.5.2 em que o lado negativo foi projetado de modo a possibilitar a aplicação da transformada inversa de Fourier por trabalhar com números complexos e considerar a função da Figura 2.5.2 periódica com  $T=2\pi$  [12]. Dessa forma, para determinar a resposta ao impulso do filtro passa-baixa, realiza-se a transformada de Fourier inversa de tempo discreto na função da Figura 2.5.2 e resulta-se na equação [12]:

$$b[k] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} B(\omega) e^{jk\omega} d\omega, \quad (2)$$

em que  $B(\omega)$  é a função janela retangular. Como o  $B(\omega) = 1$  na faixa entre  $\omega_c$  e  $-\omega_c$  e  $B(\omega) = 0$  para fora dessa faixa, a Equação 2 se desenvolve a [12]:

$$b[k] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega_c}^{\omega_c} e^{jk\omega} d\omega. \quad (3)$$

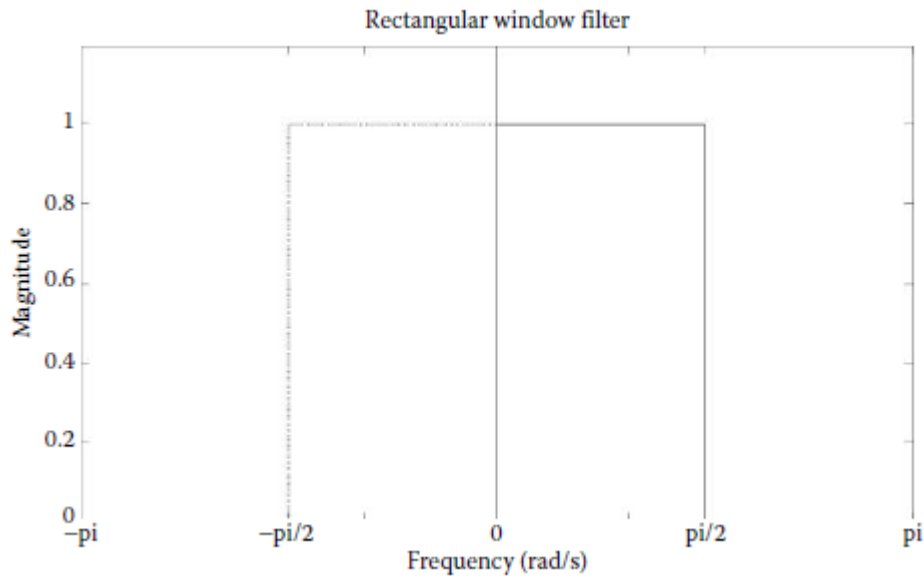


Figura 2.5.2 - Espectro de magnitude do filtro de janela retangular com  $\omega_c = \frac{\pi}{2}$  [12].

Ao resolver a Equação 3, a resposta a impulso se resulta na seguinte equação [12]:

$$b[k] = \frac{\sin(k\omega_c)}{\pi k} = \frac{\sin(2\pi f_c k)}{\pi k}. \quad (4)$$

Com isso, a Figura 2.5.3 é a resposta a impulso da Figura 2.5.2 e mostra que essa resposta possui uma forma geral da função seno cardinal sinc em que as oscilações aumentam à medida que se aproximam ao centro dessa função. É importante notar que a Figura 2.5.3 está em domínio discreto de amostras  $k$  e que a função resultante foi representada de forma contínua apenas para ilustrar a função seno cardinal. É importante também observar que a resposta temporal da Figura 2.5.3 é não causal e que, portanto, não é possível uma implementação prática deste filtro em tempo real.

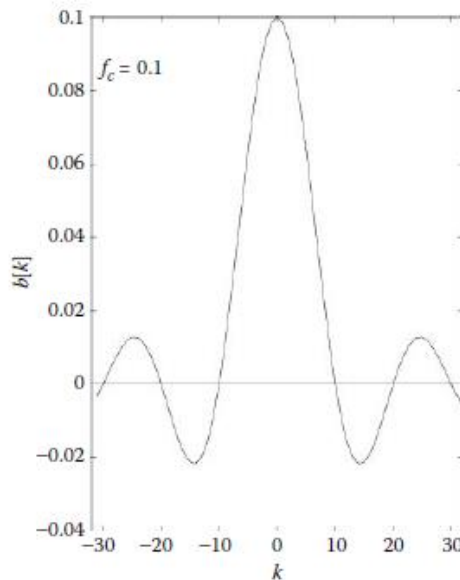


Figura 2.5.3 - Resposta a impulso da Figura 2.5.2 com frequência de corte de 0,1 [12].

No entanto, a resposta obtida é periodicamente infinita e o filtro FIR somente opera com coeficientes finitos. Para resolver esse problema, é feito um truncamento na região central da função representada pela Figura 2.5.3 por meio da multiplicação com a função janela em domínio do tempo discreto e, assim, resulta-se em um conjunto finito de coeficientes  $b[k]$  que será usado na Equação 1. Por manter a região central da resposta a impulso, o filtro possui uma resposta a fase linear [14]. Porém, esse truncamento causa a descontinuidade nos pontos das extremidades e provoca oscilações no espectro de frequência do filtro.

Quanto mais coeficientes o filtro possuir, maior será o tamanho do filtro e maior será a área do truncamento em uma frequência de corte fixa. Dessa forma, ocorrerão mais oscilações nas regiões próximas dessa frequência de corte por conta da redução da faixa de transição em torno dessa frequência como mostra a Figura 2.5.4. Esse efeito do truncamento é denominado como efeito Gibbs [12,13,14]. Apesar disso, a sua resposta em frequência se aproxima mais ao filtro passa-baixa ideal representado pela Figura 2.5.2.

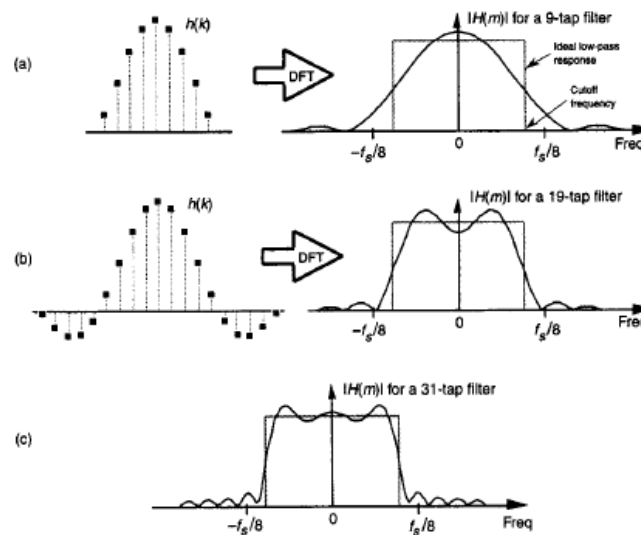


Figura 2.5.4 - Comparação de respostas do filtro passa-baixa em relação à quantidade de coeficientes [13].

Como se deseja um filtro FIR passa-alta, a equação da resposta a impulso do filtro é dada por [12]:

$$b[k] = \begin{cases} -\frac{\sin(2\pi f_c k)}{\pi k} & k \neq 0, \\ 1 - 2\pi f_c & k = 0 \end{cases} \quad (5)$$

É preciso levar em consideração de que o filtro FIR passa-alta somente é causal quando o  $k$  for maior ou igual a zero.

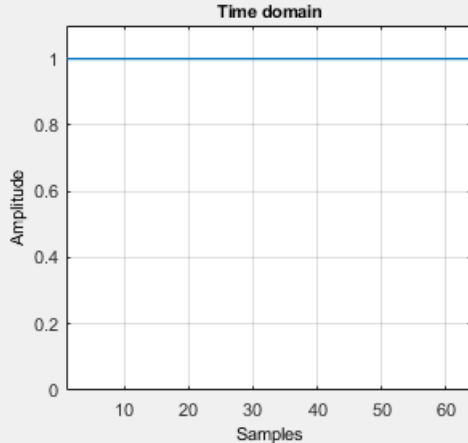
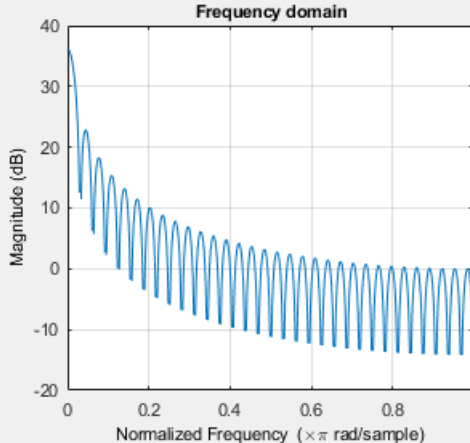
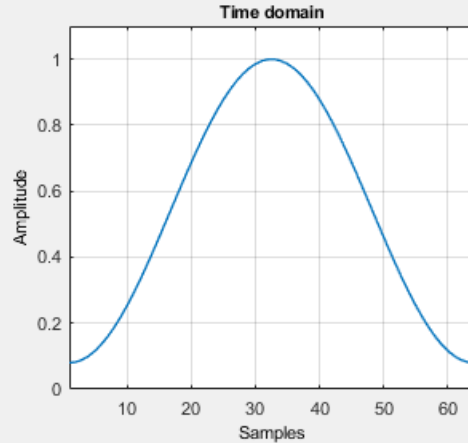
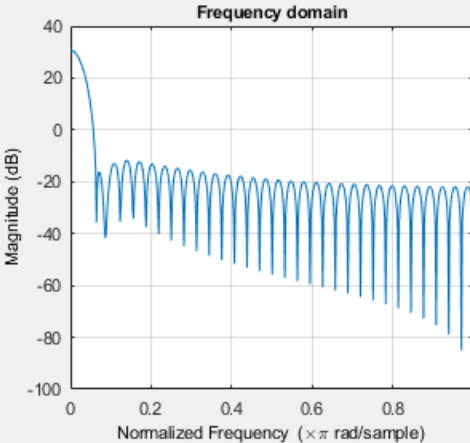
Além disso, esse projeto do filtro FIR utiliza a função janela retangular para truncar a região de interesse. É possível utilizar outras janelas para o truncamento dessa área como Hamming, Blackman-Harris, Chebyshev e Kaiser, as quais foram utilizadas nesse trabalho. A Tabela 2.5.1 detalha o equacionamento da cada janela citada em consideração com seu tamanho  $N$  e a Tabela 2.5.2 mostra as janelas nos domínios do tempo e da frequência.

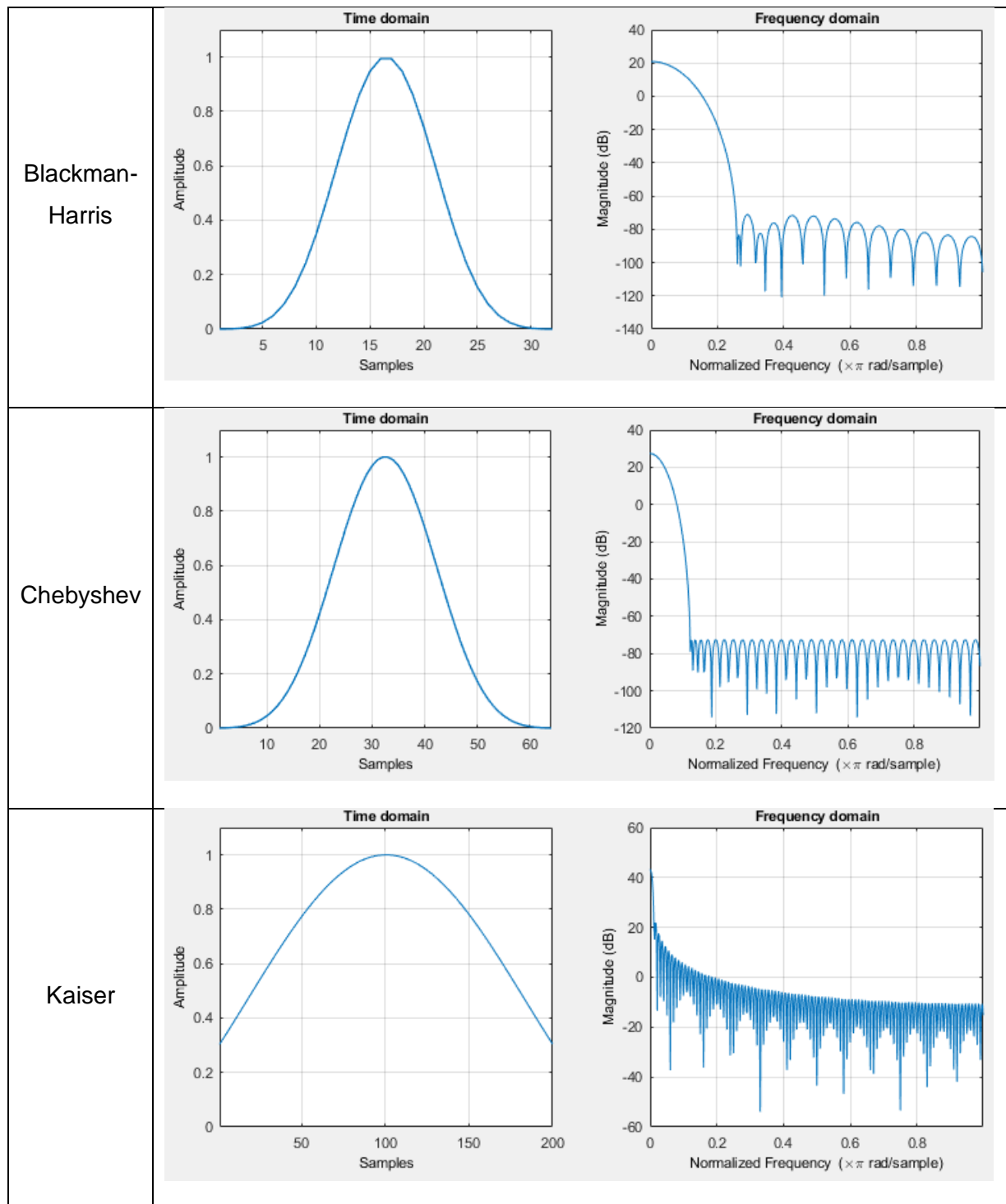
Tabela 2.5.1 - Equação das janelas usadas no filtro FIR [12,15,16,17,18,19,20]

Janela	Equação
Retangular	$w(n) = 1$
Hamming	$w(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi \frac{n}{N}\right)$
Blackman-Harris	$w(n) = a_0 - a_1 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) + a_2 \cos\left(\frac{4\pi n}{N-1}\right) - a_3 \cos\left(\frac{6\pi n}{N-1}\right)$ $a_0 = 0.35875; \quad a_1 = 0.48829; \quad a_2 = 0.14128; \quad a_3 = 0.01168$

Chebyshev	$w_0(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} W_0(k) \cdot e^{i2\pi kn/N}$ $W_0(k) = \frac{\cos\{N \cos^{-1}[\beta \cos(\frac{\pi k}{N})]\}}{\cosh[N \cosh^{-1}(\beta)]}$ $\beta = \cosh[\frac{1}{N} \cosh^{-1}(10^\alpha)]$
Kaiser	$w(n) = \frac{I_0\left(\beta \sqrt{1 - \left(\frac{n - N/2}{N/2}\right)^2}\right)}{I_0(\beta)}, \quad 0 \leq n \leq N$ $\beta = \begin{cases} 0.1102(\alpha - 8.7), & \alpha > 50 \\ 0.5842(\alpha - 21)^{0.4} + 0.07886(\alpha - 21), & 50 \geq \alpha \geq 21 \\ 0, & \alpha < 21 \end{cases}$

Tabela 2.5.2 - Formato das janelas em domínio do tempo e da frequência [15,16,17,19,21]

Janela	Formato
Retangular	<div>   </div>
Hamming	<div>   </div>



A Tabela 2.5.1 mostra que as janelas retangular, Hamming e Blackman-Harris são funções fixas por não depender de algum parâmetro de ajuste. No entanto, as janelas Chebyshev e Kaiser podem ser ajustadas pelo parâmetro  $\alpha$  que ajusta a atenuação dos lobos laterais [19,18]. Os lobos laterais indicam a quantidade de frequências distantes entre si que são misturadas dentro do espectro da janela. Isso pode causar uma ocultação dos picos de frequência menores por um pico maior quando estão próximo deste pico [12]. Dessa forma, quanto for maior o parâmetro  $\alpha$ , menor será a amplitude dos lobos laterais e

maior será a atenuação da resposta do filtro no domínio da frequência. Isso faz com que os picos de frequência menores sejam menos influenciados por picos maiores.

O pico que fica em torno de 0 Hz em cada janela no domínio da frequência apresentada pela Tabela 2.5.2 é denominado de lobo principal que define a resolução espectral e indica em qual frequência o pico é mais forte. Quanto mais curto esse lobo for, melhor será resolução espectral do filtro [12]. É importante notar que os lobos principal e laterais são antagônicos entre si de modo que uma melhoria de um lobo suscita uma piora no outro lobo.

A janela retangular possui o lobo principal mais curto das janelas apresentadas na Tabela 2.5.2, mas as amplitudes de seus lobos laterais são as maiores. Isso faz com que a janela retangular tenha boa resolução espectral, mas os picos de frequências menores fiquem mascarados pelos picos de frequências maiores. Já a janela Blackman-Harris possui o lobo principal mais comprido o que acarreta perda de resolução espectral, mas seus lobos laterais são atenuados de modo a possibilitar a separação de picos de frequências menores das maiores. A janela Hamming serve de meio termo em relação às janelas retangular e Blackman-Harris.

No caso da Chebyshev, o parâmetro de controle  $\alpha$  apresentado pela Tabela 2.5.1 faz com que as amplitudes dos lobos laterais sejam constantes para o valor estabelecido por esse parâmetro como é visto no gráfico dessa janela na Tabela 2.5.2. Por fim, o parâmetro  $\beta$  da janela Kaiser ajusta a relação entre a amplitude dos lobos laterais com o comprimento do lobo principal. Quanto maior for o  $\beta$ , aumenta o comprimento do lobo principal e diminui as amplitudes dos lobos laterais. Isso melhora a atenuação, mas piora a sua resolução espectral [7,20].

## 2.6 Filtro IIR

O filtro IIR é um filtro cujo conjunto de respostas ao impulso é infinito e depende dos valores de entrada atuais e passados, e dos valores de saída passados. Para isso, esse filtro opera em malha fechada. A equação que representa o filtro IIR é dada por [12]:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{M-1} b[k]x[n-k] - \sum_{l=0}^{L-1} a[l]y[n-l] \quad (6)$$

onde  $a[l]$  é o conjunto de coeficientes da realimentação e  $b[k]$  é o conjunto de coeficientes da alimentação direta. O vetor  $a[l]$  somente é calculado quando há pelo menos um evento de saída passado, ou seja, não é aplicado no primeiro evento já que ainda não há uma saída. A Figura 2.6.1 esquematiza o filtro IIR e seus coeficientes e nota-se que a realimentação é somada depois do bloco de coeficientes  $b[k]$ .



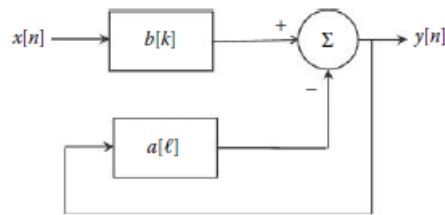


Figura 2.6.1 - Diagrama de blocos do filtro IIR [12].

Os modelos de filtros analógicos podem ser projetados como filtros IIR digitais. Os mais comuns são o Butterworth, Chebyshev tipo I e II e elíptico. Isso é feito com o uso da transformada Z a fim de converter a função de transferência do filtro no domínio do plano  $s$  para o domínio discreto. Dessa forma, os coeficientes  $a[l]$  e  $b[k]$  são relacionados respectivamente aos coeficientes da função de transferência no plano  $z$ .

O filtro Butterworth possui sua resposta de frequência monotônica e sem oscilação na banda passante, ou seja, a magnitude da resposta é um plano máximo nessa faixa como ilustra na Figura 2.6.2 [22]. Mas para que isso seja possível, sua inclinação na banda de rejeição é lenta. No caso do filtro Chebyshev tipo I, a inclinação é mais rápida que a do Butterworth, mas sua resposta sofre oscilações na banda passante. O do tipo II possui oscilação na banda de rejeição enquanto a resposta na passa-faixa é monotônica, mas sua inclinação não é tão rápida quanto a do tipo I. Por fim, o elíptico possui a inclinação mais rápida dos modelos apresentados, mas apresenta oscilações em ambas faixas [12]. A Figura 2.6.2 resume as características desses filtros que vão ser utilizados como filtro IIR digital. É importante notar que a Figura 2.6.2 refere-se aos filtros passa-baixa, mas a lógica é idêntica para os filtros passa-alta em que a banda passante do passa-baixa é a banda de rejeição do passa-alta e vice-versa.

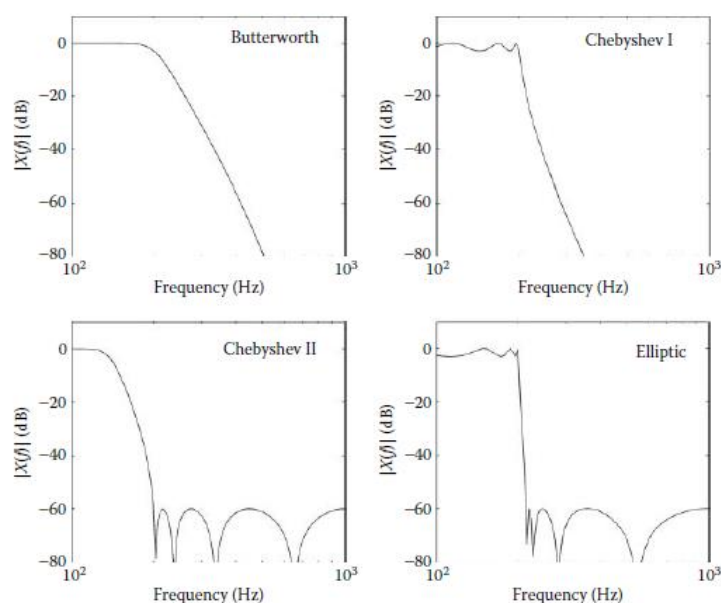


Figura 2.6.2 - Respostas de frequência dos respectivos filtros passa-baixa [12].

## 2.7 Filtragem de fase nula

O método da filtragem de fase nula consiste em filtrar um sinal de forma bidirecional, ou seja, aplica-se um filtro causal em uma direção sobre esse sinal e outro filtro anticausal na direção reversa do mesmo sinal [23]. O objetivo dessa operação é anular o atraso causado pela resposta da fase sobre o sinal filtrado. Dessa forma, é uma medida de correção da não linearidade da resposta da fase dos filtros IIR e, assim, reduz distorções provocadas no ECG filtrado.

O procedimento desse método começa numa filtragem em um sinal de entrada com um filtro e depois sua saída é invertida no tempo como ilustra a Figura 2.7.1. Com isso, aplica-se o mesmo filtro nessa saída que resulta em outra saída. Por fim, a nova saída é novamente invertida no tempo e seu equacionamento é mostrado na Figura 2.7.1.

Dessa forma, o método de filtragem de fase nula é não causal e não é possível ser executado em tempo real. Além disso, esse método de filtragem provoca variações momentâneas no começo e no fim do sinal filtrado. Isso é minimizado pela função `filtfilt` disponível em MatLab [5,24,25].

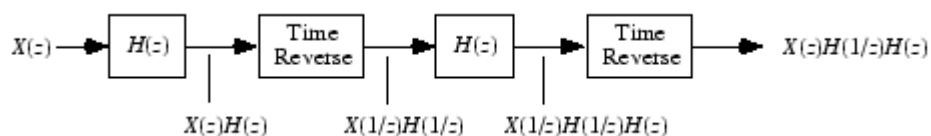


Figura 2.7.1 - Diagrama de blocos do método de filtragem de fase nula [25].

## 3 Metodologia

Para realizar um estudo comparativo dos métodos de filtragem, é importante conhecer como os sinais ECG originais foram organizados dentro de um banco de dados e de que forma foram tratados para o trabalho (Seção 3.1). Com isso, esses sinais são processados com o uso do programa CRSIDLab para adquirir os índices da VFC. Esse processamento foi baseado no seu manual [26] (Seção 3.2). Como esse aplicativo possui múltiplas funcionalidades, o trabalho especifica qual processamento nos sinais de ECG filtrados foi feito para a análise da VFC. Assim, é possível realizar a comparação dos efeitos nos índices da VFC pelos métodos de filtragem utilizados. Para isso, utilizou-se o teste estatístico de normalidade ANOVA por meio do programa SigmaPlot (Seção 3.3).

### 3.1 Banco de dados

O PhysioNet é um repositório de livre acesso público de sinais fisiológicos e possui apoio do National Institute of General Medical Sciences (NIGMS) e do National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB) [9]. O banco de dados fisiológicos escolhido para este trabalho foi Fantasia que contém sinais de ECG, de respiração e de pressão sanguínea de quarenta pacientes saudáveis. Esses pacientes estavam em repouso por 120 minutos e assistiram ao filme Fantasia, feito pela Disney em 1940, para mantê-los acordados. Metade deles eram jovens com faixa etária de 21 a 34 anos e outra metade eram idosos de 68 a 85 anos [27].

Dessa forma, estabeleceu-se a divisão em dois grupos, f1 e f2, de vinte pacientes de modo que tenha dez jovens e dez idosos. A quantidade de homens e mulheres é igual para cada grupo. Os dados do grupo f1 contém informações do eletrocardiograma e da respiração. No caso do grupo f2, adicionou-se a pressão sanguínea. Todos os sinais foram amostrados na frequência de 250 Hz [27].

Os dados foram nomeados de acordo com o grupo do paciente, sua faixa etária e seu número. A faixa etária é y, de *young*, para jovens ou o, de *old*, para idosos. O número contém dois dígitos e varia de 01 a 10. Por exemplo: f1o01 contém dados do paciente idoso número 01 do grupo f1. Os sinais desses pacientes foram baixados em extensão .mat a fim de utilizar no software MatLab. Escolheu-se o intervalo de uma hora a fim de selecionar uma parte de 5 minutos como manda o critério de padrão estabelecido pela Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology [2].

### 3.2 CRSIDLab

O CRSIDLab, Cardiorespiratory System Identification Lab, é um software usado no MatLab como ferramenta de processamento de dados do eletrocardiograma, da pressão sanguínea contínua e da respiração. Isso permite aplicar uma identificação do sistema por meio do modelo de parâmetros que extraem informações desses dados [28]. Além disso, o CRSIDLab foi baseado no software ECGLab [29] que processa dados do ECG e da variabilidade da frequência cardíaca.

De acordo com o manual de uso do CRSIDLab [26], as variáveis precisam estar em um formato específico de acordo com a Tabela 3.2.1 para o funcionamento correto do processamento. Feito isso, os dados são primeiramente filtrados pelo módulo de operação Filt e depois são processados pelo outro módulo ECG\_BP a fim de identificar os picos das ondas R e batimentos ectópicos no ECG, e também sístoles e diástoles da pressão sanguínea. Após essa identificação, é feita a correção dos batimentos ectópicos, que são batimentos irregulares e interferem no processo de reamostragem do sinal, por meio do módulo Align e assim os dados são colocados em domínio espectral por meio de Spec.

Tabela 3.2.1 – Formato das variáveis do CRSIDLab [26]

Nome das variáveis	Descrições
<i>ecg</i>	Vetor coluna (Nx1) com amostras do ECG.
<i>Bp</i>	Vetor coluna (Nx1) com amostras da BP.
<i>Rsp</i>	Vetor coluna (Nx1) com amostras do fluxo de ar (L/s) ou do volume pulmonar instantâneo.
<i>Fs</i>	Variável de tipo double com os dados da frequência de amostragem.
<i>Tempo</i>	Vetor coluna (Nx1) com amostras de tempo em segundos.

Com os dados filtrados, o ECG\_BP realiza a detecção dos picos das ondas R e dos batimentos ectópicos por meio dos dois algoritmos disponíveis: o rápido e o lento. O algoritmo rápido tem melhor desempenho computacional em termos de velocidade de processamento. No entanto, o lento localiza melhor os picos quando os sinais são ruidosos [29].

Depois desse processo, é preciso identificar as sístoles e diástoles por meio da pressão arterial. As sístoles tem que ser primeiramente detectadas. Há dois algoritmos que processam essa detecção: o algoritmo de forma de onda e a detecção automática a partir das marcações de picos de ondas R no ECG. Em seguida, as diástoles podem ser identificadas com o uso de três algoritmos de detecção automática a partir das marcações referentes a apenas aos picos de ondas R no ECG, apenas às sístoles ou ambos [26].

Aliás, essas marcações resultantes podem ser manualmente acrescentadas ou removidas, pois os algoritmos citados nem sempre são exatos devidos a ruídos os quais a filtragem deixou escapar, ou a mudanças abruptas da condição do paciente durante a coleta. Por isso, foi preciso analisar toda a faixa de amostragem de um dado a fim de verificar se todos os pontos de interesse estavam devidamente marcados. Caso exista um ponto que não seja de interesse e foi erroneamente identificado, é necessário remover essa marcação errada. Se houver um ponto de interesse que não foi localizado pelos algoritmos, tem que identificá-lo manualmente.

O próximo módulo do CRSIDLab a ser utilizado é o Align. Sua função é reamostrar os dados após a detecção dos pontos de interesse a fim de contornar o problema do batimento ectópico. Existem três métodos de reamostragem presentes nesse módulo: a interpolação linear, a interpolação cúbica e o algoritmo de Berger [26].

Por fim, os dados de EGC e de pressão sanguínea são inseridos separadamente no espectro de frequência por meio do Spec. Nesse módulo, é possível visualizar os valores de VLF, LF e HF em termos de áreas absoluta, normalizada e relativa para um dado intervalo de cada tipo de frequência. Além disso, apresenta a razão entre LF e HF. Tudo isso é calculado com base no tipo de janelamento e no método de determinação das frequências. O espectro pode ser mostrado em escala normal, monolog ou log-log apenas para caso de visualização. Esse aplicativo permite gerar arquivos em extensão .txt para cada método espectral disponível.

### **3.3 Processamento e organização de sinais**

Os sinais utilizados para a filtragem e análise espectral de frequência são baseados no trabalho de graduação da Maísa Rodrigues Campos [30]. Referem-se aos pacientes do grupo f2 com um intervalo de 5 minutos escolhidos da melhor forma possível, ou seja, menos ruidoso e com menor presença ou ausência de batimentos ectópicos. Em seguida, os sinais desses dados foram filtrados por meio do código MatLab disponível no Anexo II. Esse código consiste em filtrar todo o sinal de ECG dos pacientes do grupo f2 por meio dos três métodos de filtragem escolhidos para esse trabalho na frequência de corte definida com valor de 0,5 Hz, pois a variação da linha de base está presente nas áreas de LF e HF, ou seja, entre 0,15 a 0,5 Hz. O processamento desses dados filtrados foi feito sem o uso de

alguma filtragem no CRSIDLab, com reamostragem por interpolação spline cúbica a 4 Hz e métodos espectrais não paramétricos Welch e FFT com janela Hanning.

Esses dados tem que ser organizados em tabelas a fim de realizar análises estatísticas. Para isso, foi programado um algoritmo no software MatLab. O algoritmo recebe um arquivo em formato .xls convertido do formato .txt e que contém conteúdos a respeito da análise espectral de frequência. Com isso, seleciona, para os métodos Welch e FFT, as informações de interesse as quais são a LH, a HF e a razão entre LF e HF. Em seguida, organiza-as em tabelas no ambiente Excel para cada frequência e razão, e para cada método espectral utilizado. O formato padrão dessas tabelas é especificado no Anexo I assim como os códigos de organização de dados feitos no MatLab estão no Anexo II.

Dessa forma, foi realizado o teste estatístico One-Way ANOVA por meio do programa SigmaPlot. Essa é uma análise da variância entre os grupos independentes para verificar se possui alguma diferença estatística significativa desses grupos. Para isso, esse teste compara as diferenças das médias de cada grupo de interesse e assume inicialmente três suposições principais: se esses dados possuem distribuição normal, se há homogeneidade de variâncias e se os grupos são livres de observações subjetivas [31]. Caso a primeira hipótese falhar, é realizado outro teste estatístico denominado de One-Way ANOVA on Ranks o qual não assume a distribuição normal dos dados.

A importância do ANOVA reside em controlar o erro de Tipo I em uma margem de 5% [31]. Esse tipo de erro estatístico infere erroneamente uma existência de algo que realmente não existe. Dessa forma, os resultados estatísticos gerados por esse teste possuem alta confiabilidade em validar se há ou não diferenças estatísticas significativas entre os métodos de filtragem com base dos índices da VFC.

## 4 Análise de resultados

Nesse Capítulo, é feita uma análise de sinais de ECG processados por três métodos de filtragem em comparação com os sinais de ECG do banco de dados utilizado. Para cada técnica, foram levadas em consideração o tipo de filtro e seu tamanho. No caso dos filtros FIR, foram comparados 5 janelas de comportamentos diferentes bem como as suas ordens (Seção 4.1). Para os filtros IIR que possuem a capacidade de simular digitalmente os filtros analógicos, utilizou-se 4 filtros clássicos (Seção 4.2). Por fim, a filtragem de fase nula foi baseada em um filtro FIR e um IIR para verificar se houve melhoria nos sinais de ECG filtrados após corrigir os atrasos causados por ambos filtros (Seção 4.3).

Dessa forma, os sinais de ECG filtrados foram processados para o espectro dos RRs e foram adquiridos os valores de frequência da VFC de cada método de filtragem. Assim realizou-se uma análise no resultado estatístico baseado nesses índices a fim de comprovar se esses métodos são diferentes entre si, ou seja, se exerce influência significativa na VFC (Seção 4.4).

### 4.1 Filtro FIR

Para cada janela, o sinal de entrada foi filtrado em 3 tamanhos  $M$  diferentes a fim de visualizar o efeito da ordem do filtro FIR na filtragem. As Figura 4.1.1, Figura 4.1.2 e Figura 4.1.3 comparam o sinal original com o filtrado por meio da janela retangular em tamanho 56, 250 e 500, respectivamente. A linha preta horizontal presente nessas figuras serve como uma referência visual para a variação da linha de base. A linha de base do sinal de ECG não necessariamente se localiza na amplitude nula, mas sim em uma amplitude onde todas as bases dos ciclos cardíacos estão alinhadas.

Nota-se que, na Figura 4.1.1, o sinal de saída foi mal filtrado, pois ainda há variação de linha de base sendo que alguns ciclos estão acima da linha de referência e outros abaixo dessa linha. É possível notar que os ciclos cardíacos filtrados da Figura 4.1.1 possuem valores muito próximos aos do sinal original. Além disso, houve um atraso do sinal filtrado em que na Figura 4.1.1 os sinais não estão nos mesmos instantes do tempo.

Dessa forma, aumentou-se o tamanho para 250 e, em consequência, essa variação foi reduzida como é possível visualizar na Figura 4.1.2 que todas as bases dos batimentos ficaram abaixo da linha de referência. Porém, o atraso desse sinal filtrado em relação ao original aumentou. Em seguida, o tamanho do filtro FIR foi elevado para 500 e a Figura 4.1.3 mostra que o atraso do sinal filtrado também aumentou de forma que um ciclo filtrado está em um instante após o segundo ciclo do sinal original. Porém, a variação de linha de base teve mais redução em comparação às ordens anteriores.

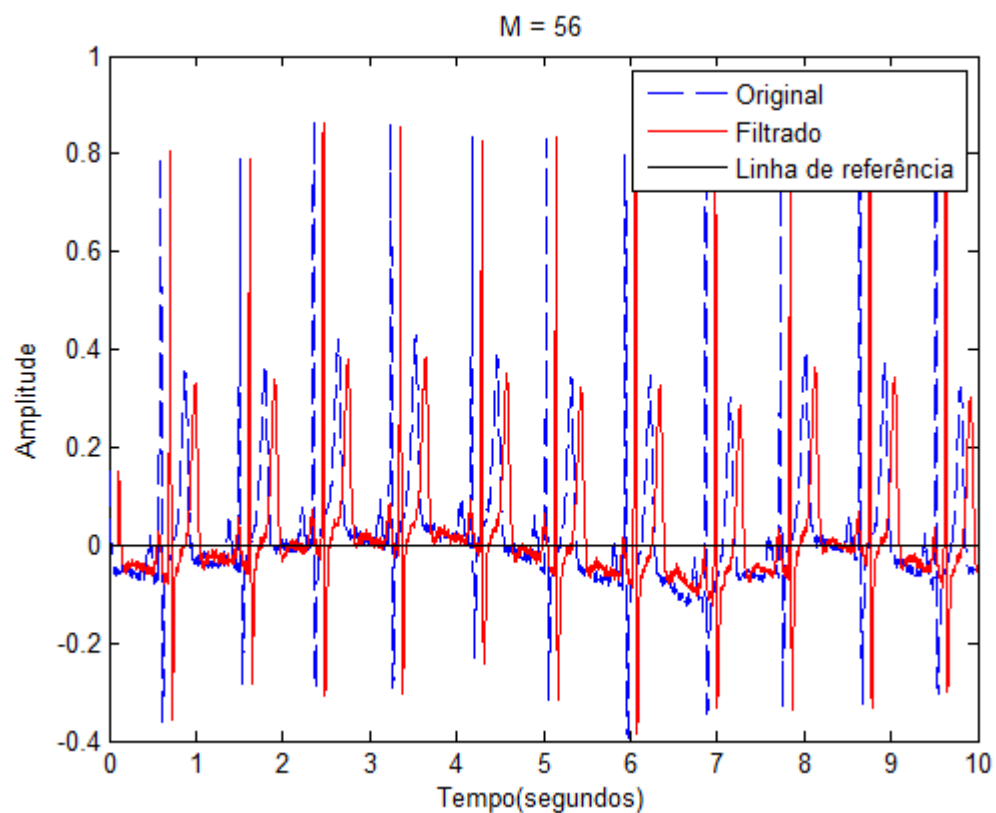


Figura 4.1.1 - Comparação de sinal original com o filtrado pela janela retangular com  $M = 56$ .

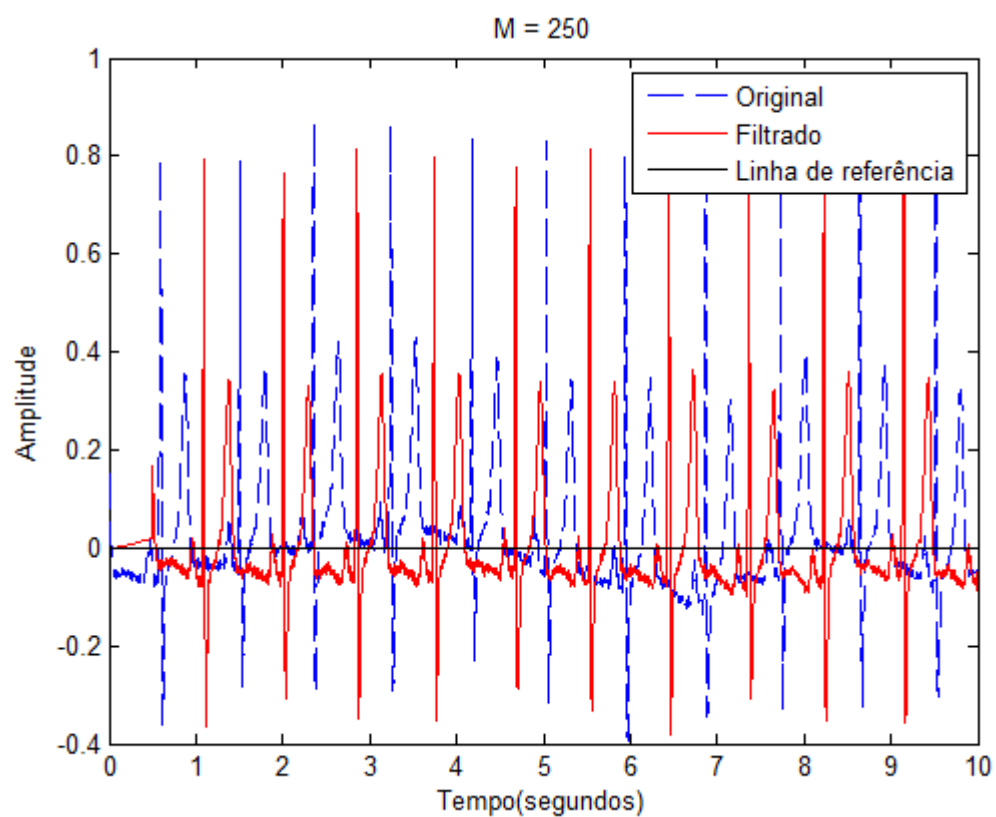


Figura 4.1.2 - Comparação de sinal original com o filtrado pela janela retangular com  $M = 250$ .



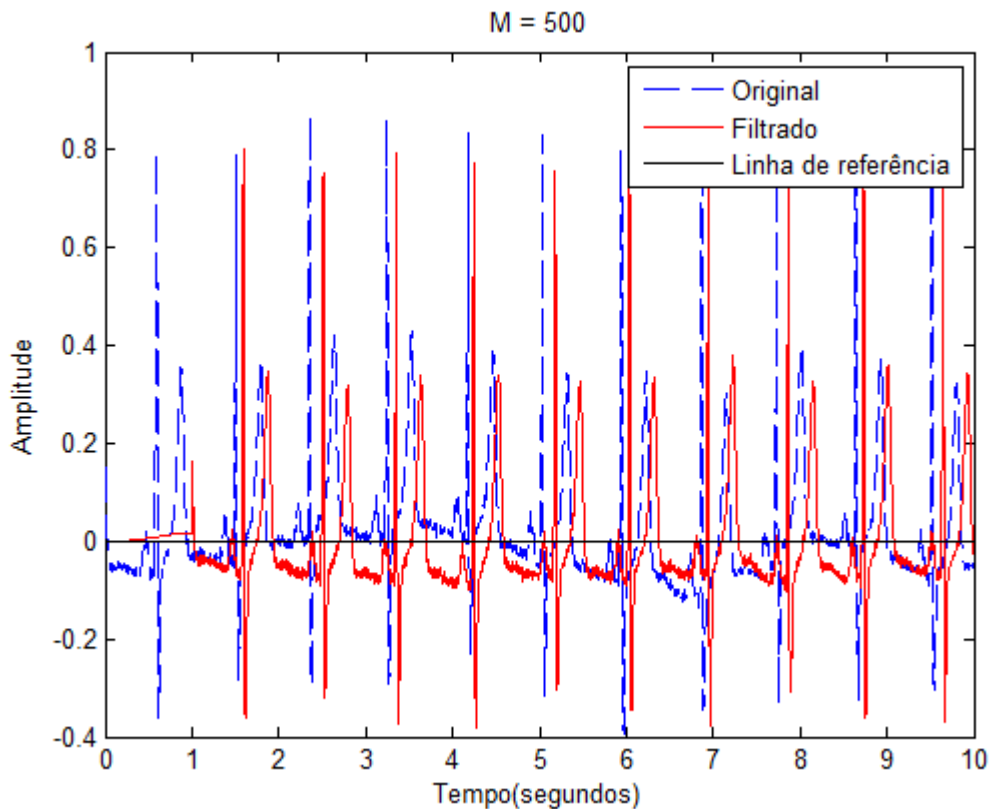


Figura 4.1.3- Comparação de sinal original com o filtrado pela janela retangular com  $M= 500$ .

Ao verificar a resposta da frequência do filtro FIR apresentada pela Figura 4.1.4, nota-se que a fase do filtro é linear para qualquer tamanho e, assim, seu efeito é atrasar o sinal filtrado. É importante notar que essa figura está em termos da frequência normalizada multiplicada por  $\pi$  cuja unidade é medida em radianos por amostra. Dessa forma, a frequência de amostragem de 250 Hz corresponde a  $2\pi$  da frequência normalizada e, assim, a frequência de corte de 0,5 Hz equivale a  $0,004\pi$  radianos por amostra.

Para a remoção da variação da linha de base, é preciso analisar a resposta da magnitude que varia para cada tamanho. A Figura 4.1.4 mostra que o filtro de tamanho 56 possui uma banda de transição maior que as dos tamanhos 250 e 500. Isso faz com que o pico máximo da oscilação no começo da passa-faixa seja menor e, assim, sua resposta é mais atenuada.

A Figura 4.1.4 constata que quanto maior for o tamanho, o filtro FIR se aproxima do filtro retangular ideal por reduzir a banda de transição. Isso influencia na qualidade da remoção da variação da linha de base do ECG em que a filtragem é mais efetiva quando o tamanho do filtro é alto.

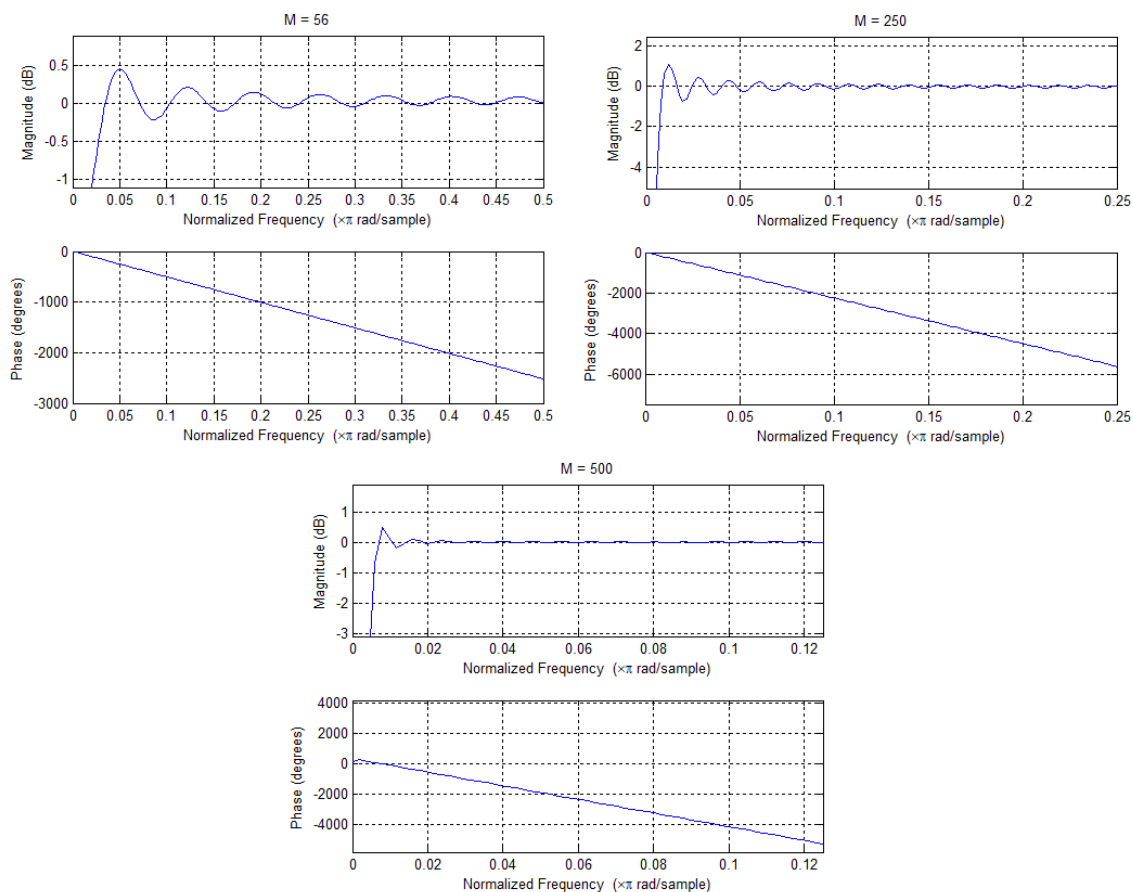


Figura 4.1.4 - Comparação da resposta a frequência do filtro FIR retangular em tamanhos 56, 250 e 500.

Para verificar a influência de uma função janela diferente da retangular no sinal filtrado, foram escolhidas as janelas Hamming, Blackman-Harris, Chebyshev e Kaiser. O comportamento do tamanho do filtro FIR provou-se idêntico nessas quatro de janelas. Por isso, a Figura 4.1.5 são resultados comparativos do sinal original com os filtrados pelas janelas restantes em tamanho 500. A Figura 4.1.5.a) representa a janela Hamming, a Figura 4.1.5.b) é a Blackman-Harris, a Figura 4.1.5.c) é a Chebyshev com o parâmetro de controle  $\alpha = 60$  e a Figura 4.1.5.d) é a Kaiser com o parâmetro de ajuste  $\beta = 3$ . Apesar de os sinais resultantes de cada janela se assemelharem entre si, a diferença é notável na base localizada próxima a 5 segundos como mostra a Figura 4.1.5. Assim, é possível verificar que a janela Kaiser alinhou mais essa base com as outras vizinhas em relação aos restantes apresentadas na Figura 4.1.5, mas a Figura 4.1.3 mostra que o sinal filtrado pela janela retangular possui menos variação da linha de base.

Aliás, cada janela contribui uma resposta de frequência própria e, apesar disso, o efeito do tamanho é o mesmo no caso da janela retangular. Como a janela retangular favorece a menor banda de transição para a filtragem, o efeito das oscilações na passa-banda é a mais forte. Dessa forma, o filtro FIR aplicado na janela retangular possui melhor remoção da variação da linha de base do ECG para esse caso.

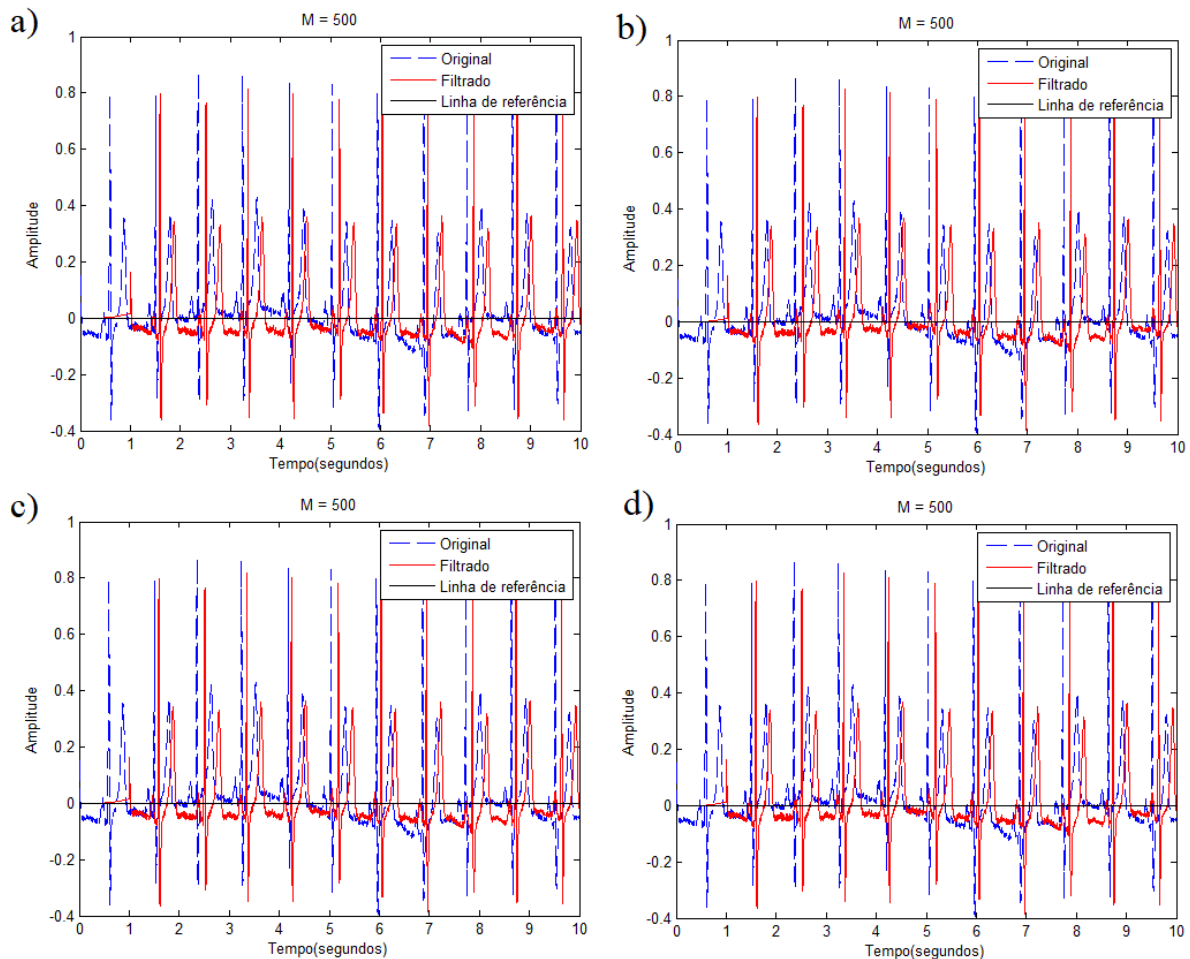


Figura 4.1.5 - Comparação de sinal original com o filtrado com  $M = 500$ . Em ordem sequencial, as janelas apresentadas são Hamming, Blackman-Harris, Chebyshev e Kaiser.

Nesse trabalho, o filtro FIR de janela retangular apresentou boa filtragem da variação da linha de base do ECG em comparação às janelas utilizadas. No entanto, outros trabalhos defendem que o filtro FIR de janela Kaiser possui melhor aplicação [4,5,7]. Além disso, os artigos [4] e [7] argumentam que o filtro FIR Kaiser teve bom desempenho em ordens menores enquanto o trabalho [5] utilizou uma ordem maior para o mesmo tipo de filtro. Isso pode ser explicado com a escolha correta do parâmetro  $\beta$  que ajusta o truncamento da janela Kaiser sobre o sinal, apesar de esses artigos não especificarem qual é o valor desse parâmetro. Como esse parâmetro não teve muita influência nesse trabalho, esse filtro teve melhor execução em ordens mais elevadas. Por fim, todos os trabalhos referenciados mostram que existe o efeito do atraso causado pelo filtro FIR, independentemente da janela.

## 4.2 Filtro IIR

Os resultados dos filtros IIR foram comparados em consideração da influência do tamanho  $M$  e do tipo de filtro aplicado para esse método. A frequência de corte é de  $0,004\pi$  radianos por amostra, ou seja, é a mesma frequência de corte usada no método dos filtros FIR. O filtro Chebyshev tipo 1 possui uma ondulação de 1 dB na banda passante enquanto a

atenuação na banda de rejeição do filtro Chebyshev tipo 2 foi definida com 20 dB. Por fim, o filtro elíptico possui os mesmos valores de ondulação e atenuação dos filtros Chebyshev tipo 1 e tipo 2, respectivamente.

A Figura 4.2.1 mostra que o filtro IIR Butterworth consegue filtrar o sinal em tamanhos menores em comparação aos filtros FIR de modo que as bases dos batimentos cardíacos estão todas abaixo da linha de referência. No entanto, o aumento do tamanho ocasiona distorções no sinal como é notável na base entre a onda T de um ciclo e a onda P do próximo ciclo, conforme a Figura 4.2.1. Isso se deve ao fato da não linearidade da resposta da fase do filtro apresentada pela Figura 4.2.2. Essa figura mostra que o decaimento da fase é lento após a frequência de corte normalizada com valor de  $0,004\pi$  radianos por amostra e é rápido antes dessa frequência.

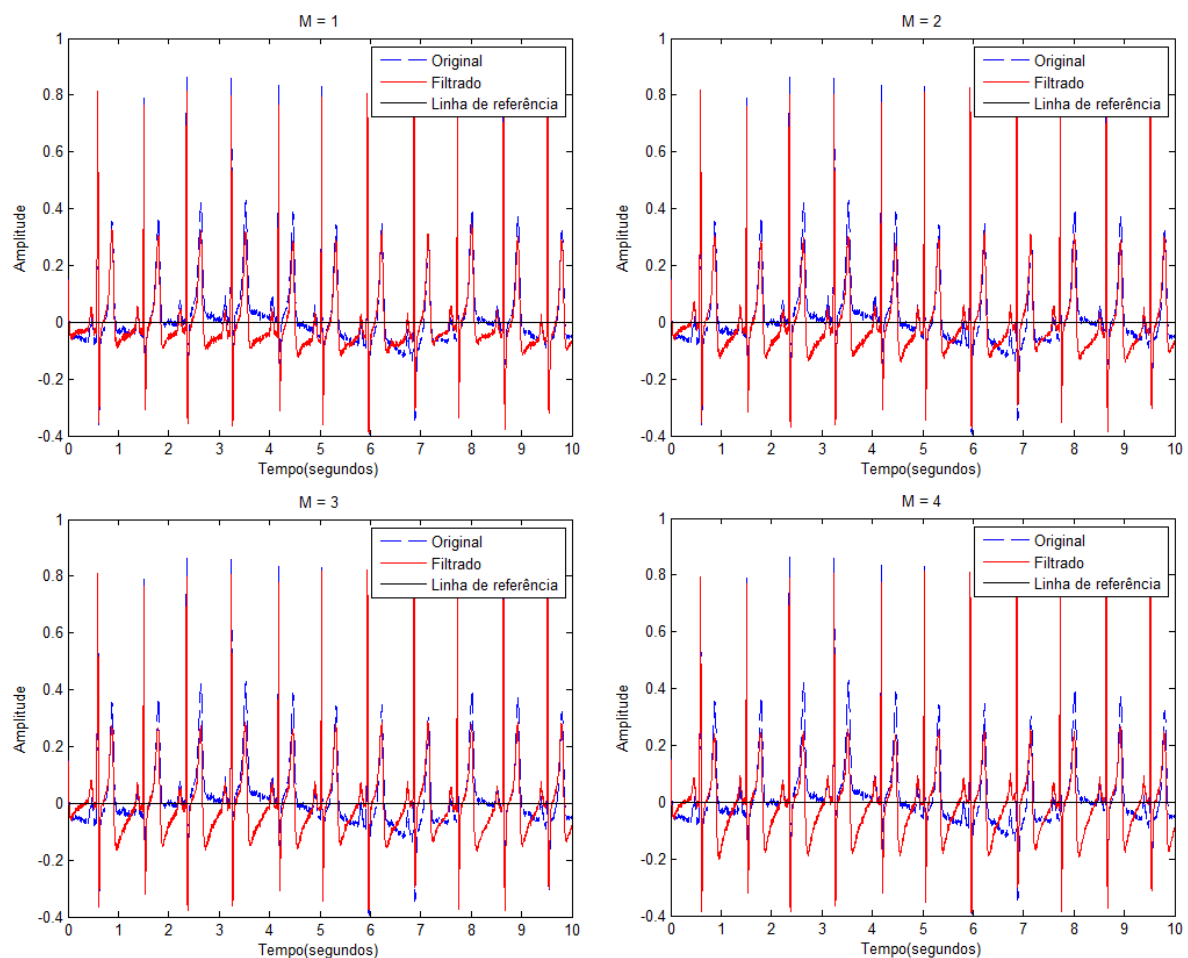


Figura 4.2.1 - Comparação da filtragem do filtro IIR Butterworth em diferentes tamanhos  $M$ .

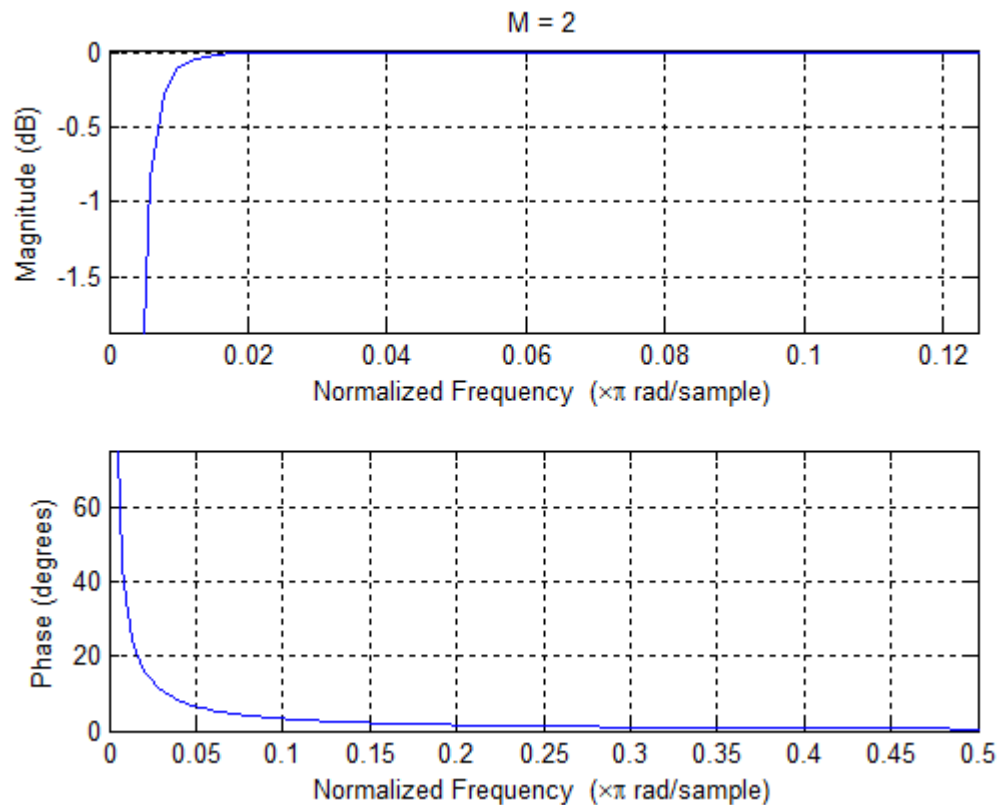


Figura 4.2.2 - Resposta de frequência do filtro IIR Butterworth no tamanho  $M = 2$ .

No caso do filtro IIR Chebyshev tipo 1, a Figura 4.2.3 mostra que o efeito do tamanho em distorcer o sinal filtrado é semelhante no caso da Figura 4.2.1. Isso se deve à resposta da fase mostrada na Figura 4.2.4 seguir o mesmo padrão da resposta da fase do filtro IIR Butterworth. Entretanto, a resposta da magnitude do filtro IIR Chebyshev tipo 1 possui uma ondulação de aproximadamente 1 dB no tamanho  $M = 2$  devido à característica desse filtro em possuir oscilações na banda passante. Nota-se que a Figura 4.2.3 mostra que os tamanhos ímpares têm menos redução de amplitude que as ordens pares.

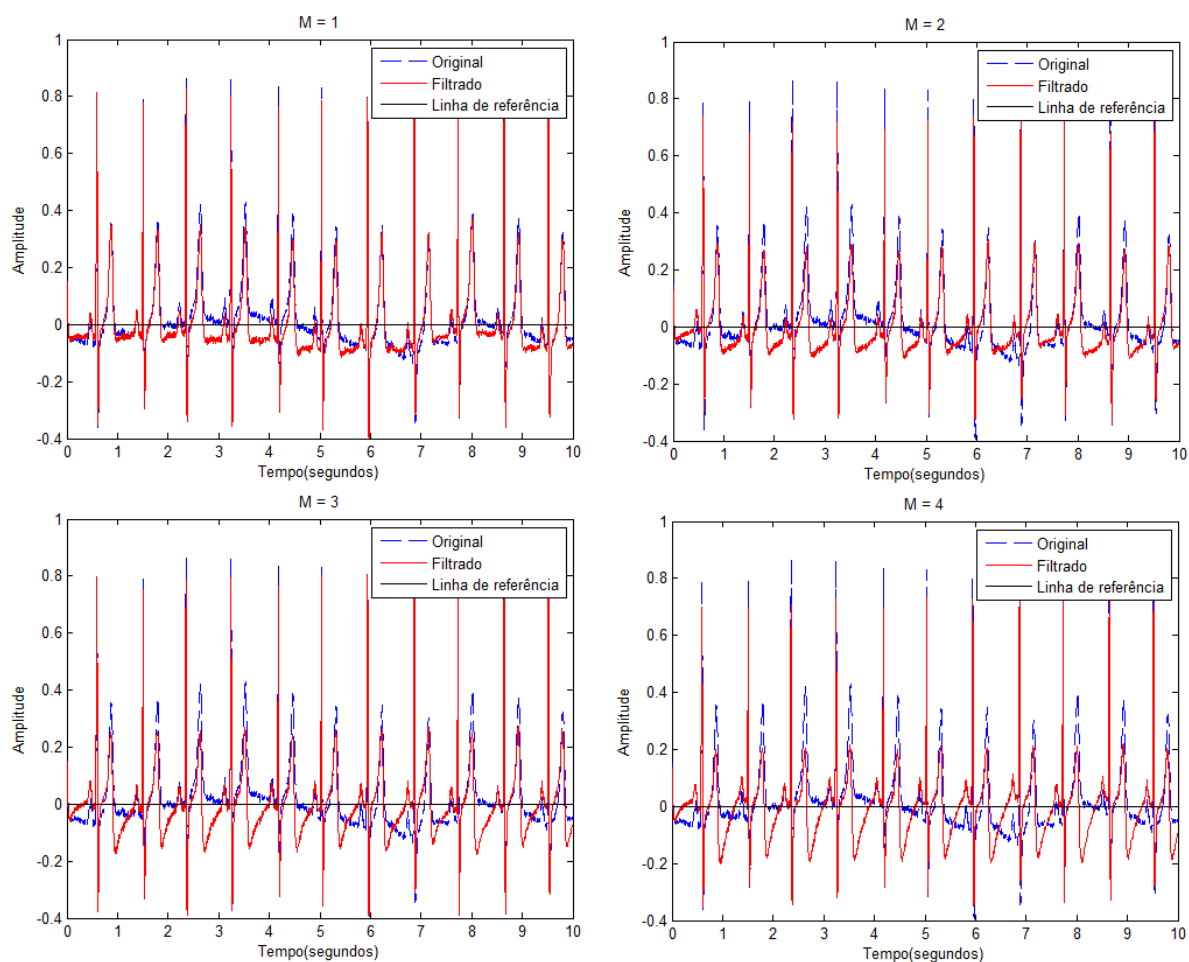


Figura 4.2.3 - Comparação da filtragem do filtro IIR Chebyshev tipo 1 em diferentes tamanhos  $M$ .

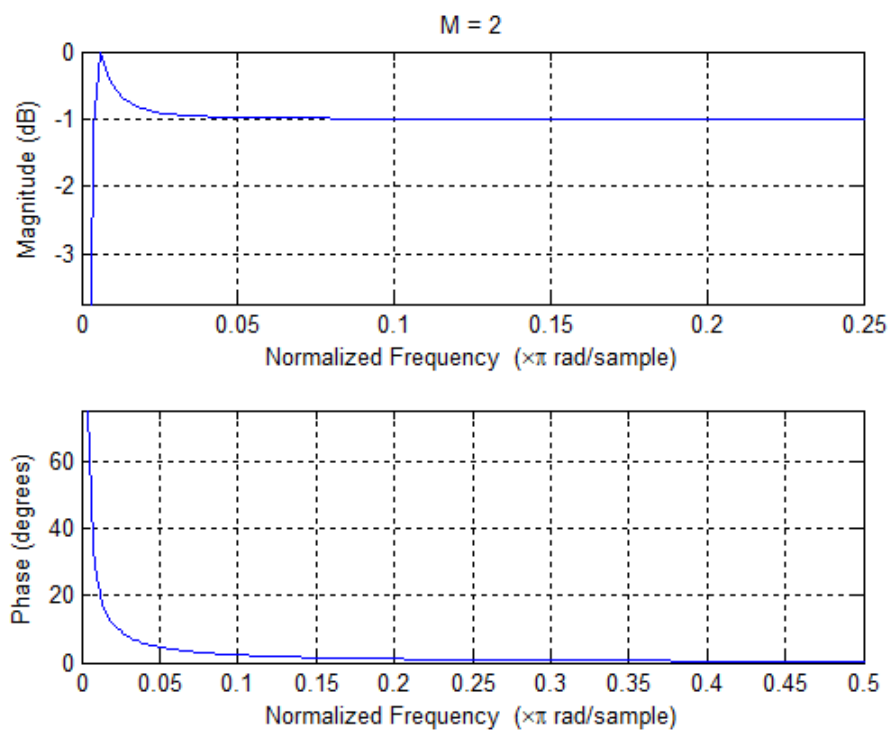


Figura 4.2.4 - Resposta de frequência do filtro IIR Chebyshev tipo 1 no tamanho  $M=2$ .

A Figura 4.2.5 evidencia que o filtro IIR Chebyshev tipo 2 distorceu mais o sinal em comparação aos filtros IIR estudados. Isso se deve às oscilações na banda de rejeição que esse filtro proporciona. Além disso, a Figura 4.2.6 mostra que há uma oscilação na resposta da fase de aproximadamente  $150^\circ$  em baixas frequências. Já a resposta da magnitude desse filtro assemelha-se com a resposta da magnitude do Butterworth apresentada pela Figura 4.2.2.

O resultado do sinal filtrado pelo filtro IIR elíptico mostrado pela Figura 4.2.7 se assemelha ao sinal filtrado da Figura 4.2.3, pois os filtros Chebyshev tipo 1 e elíptico possuem oscilações na banda passante e essa característica causa uma oscilação na região de baixa frequência das respostas de magnitude de ambos filtros como é notável nas Figura 4.2.4 e Figura 4.2.8. Além disso, o filtro elíptico também possui uma oscilação em baixas frequências da resposta da fase da mesma forma em relação ao filtro Chebyshev tipo 2 apresentado pela Figura 4.2.6.

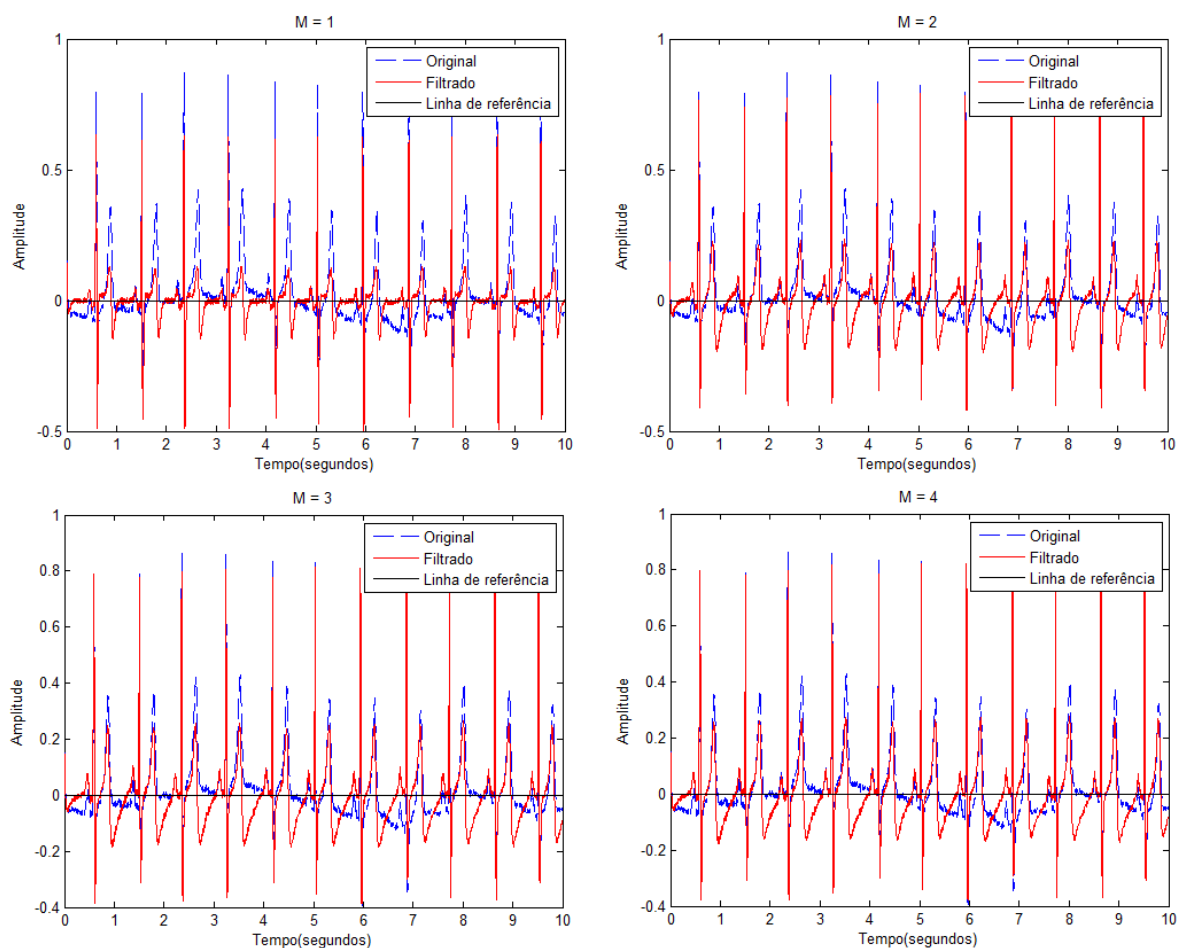


Figura 4.2.5 - Comparação da filtragem do filtro IIR Chebyshev tipo 2 em diferentes tamanhos  $M$ .

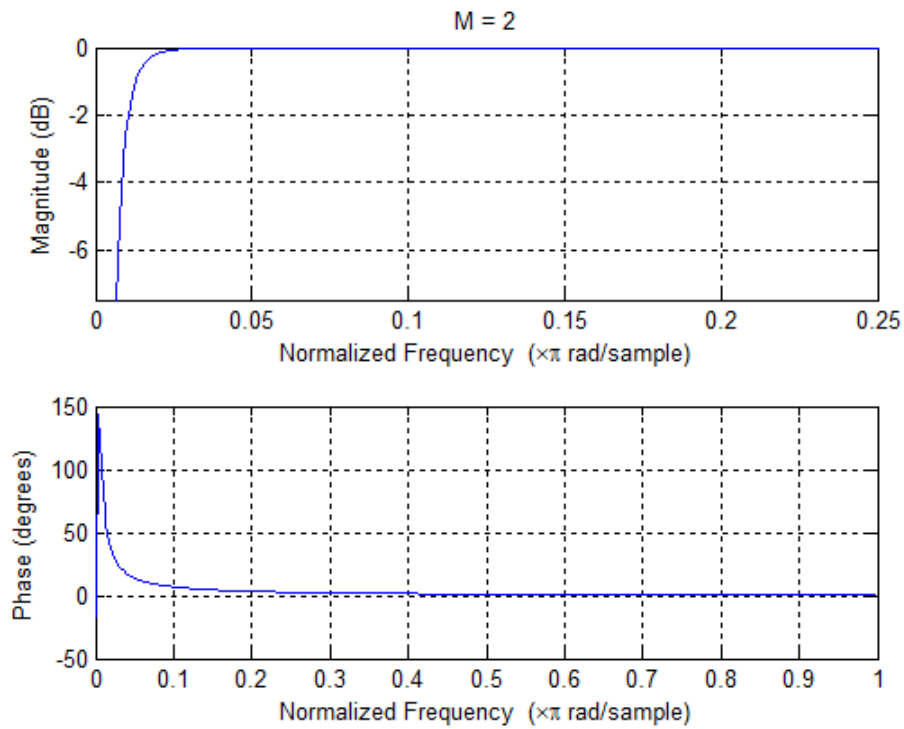


Figura 4.2.6 - Resposta de frequência do filtro IIR Chebyshev tipo 2 no tamanho  $M = 2$ .

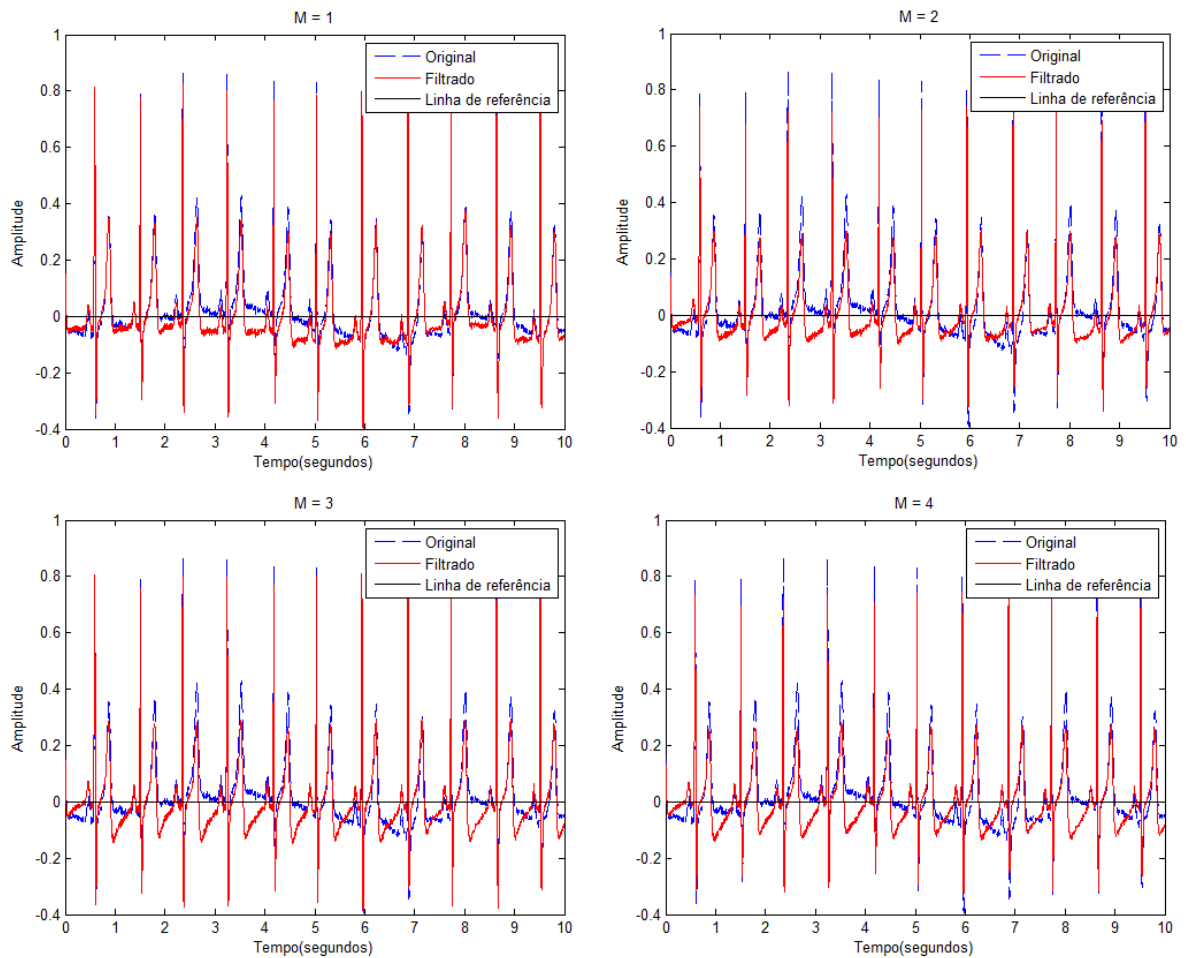


Figura 4.2.7 - Comparação da filtragem do filtro IIR elíptico em diferentes tamanhos  $M$ .



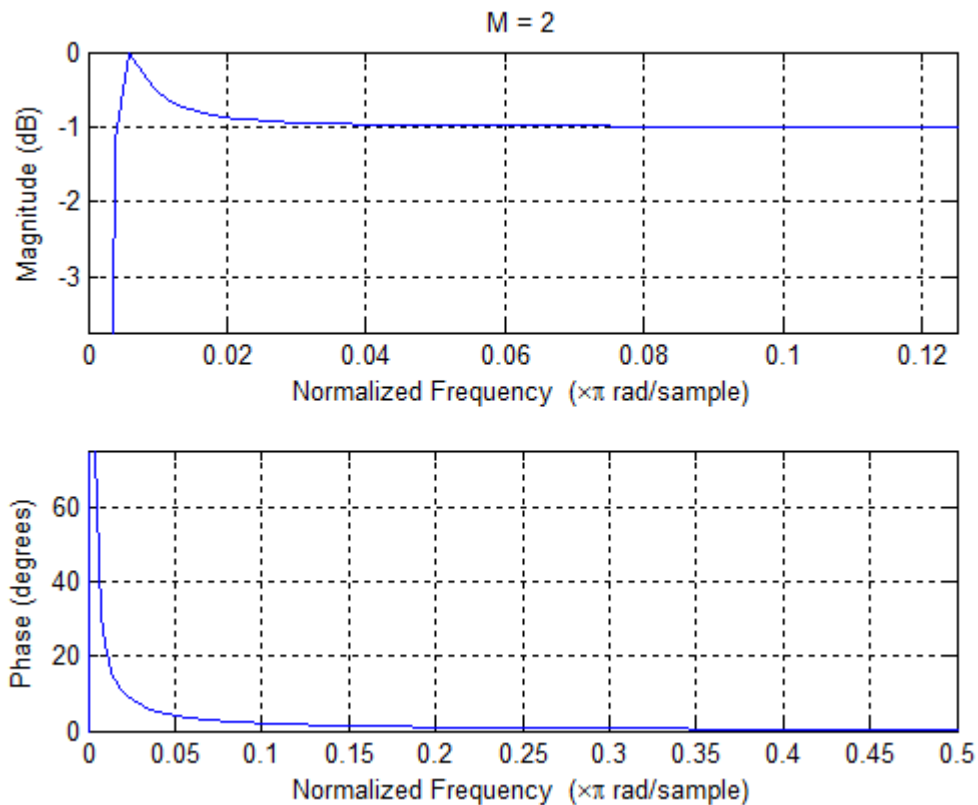


Figura 4.2.8 - Resposta de frequência do filtro IIR elíptico no tamanho  $M = 2$ .

Em suma, quanto maior for o tamanho do filtro IIR, mais ele remove a variação da linha de base e mais o sinal resultante fica distorcido para atingir o objetivo dessa filtragem. Além disso, os filtros IIR possuem um atraso quase nulo e perceptível apenas por sua resposta a fase e é relativamente menor que o atraso dos filtros FIR. O tipo Butterworth foi o que teve seus resultados com menos distorções nos sinais ECG filtrados e assim uma filtragem mais correta em comparação aos outros tipos estudados. Aliás, o Butterworth é amplamente utilizado em meios acadêmicos como é notado nos artigos [5,8,22].

### 4.3 Filtragem de fase nula

Foram escolhidos, para a aplicação do método de fase nula, os filtros FIR retangular de tamanho 500 e IIR Butterworth de tamanho 2. A finalidade de utilizar esse método consiste em analisar se o efeito do atraso que ambos filtros proporcionam foi anulado e, assim, se contribui em alguma melhoria da filtragem.

A Figura 4.3.1 compara os sinais original, filtrado por FIR com janela retangular na ordem 500 e filtrado por esse filtro no método de fase nula. É possível notar nessa figura que o sinal filtrado pelo método de fase nula não possui atraso, porém a primeira base está mais distorcida que as restantes presentes na Figura 4.3.1 devido à transitória do filtro.

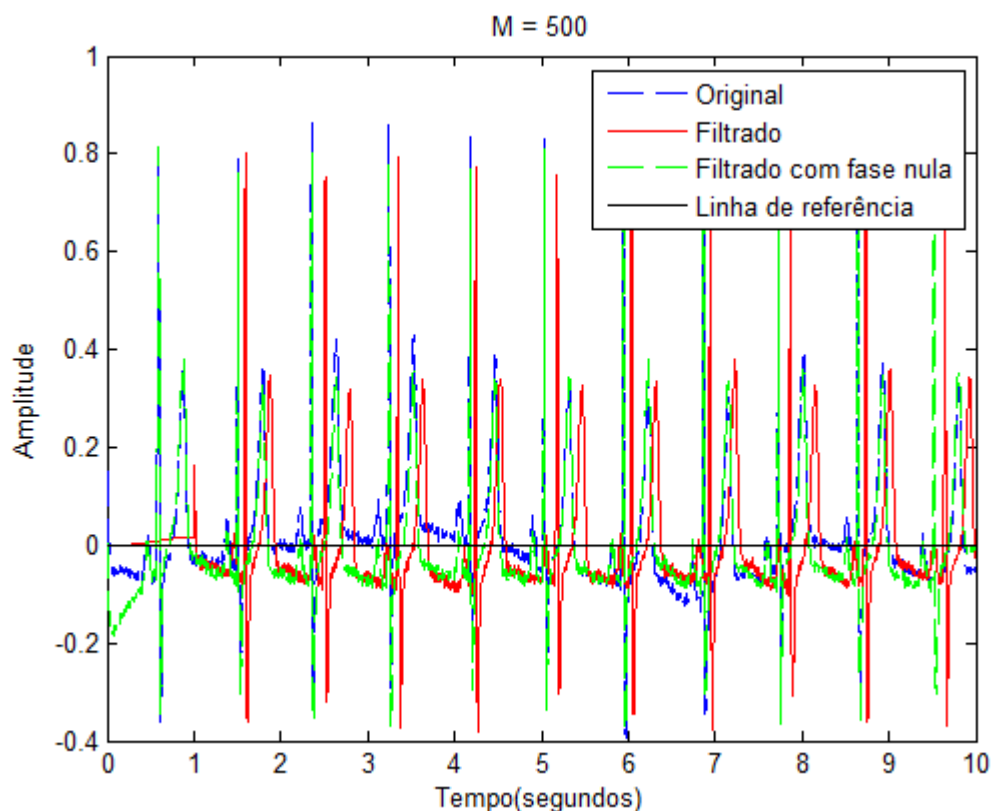


Figura 4.3.1 – Comparação dos sinais original, filtrado por FIR com janela retangular e filtrado pelo método de filtragem de fase nula no tamanho  $M = 500$ .

No caso da aplicação do método de fase nula pelo filtro IIR Butterworth, a Figura 4.3.2 mostra que o sinal filtrado com fase nula tem todas as suas bases abaixo da linha de referência e estão mais alinhadas que o sinal filtrado marcado em vermelho presente na Figura 4.3.2. Isso evidencia que houve a filtragem da variação da linha de base. Assim como ocorreu para o filtro FIR, o método da fase nula aplicado no filtro IIR Butterworth corrigiu o efeito do atraso. Já o atraso do filtro IIR Butterworth não é perceptível no ECG como mostram a Figura 4.2.1 e a Figura 4.3.2 e que é acusado pela resposta da fase ilustrada na Figura 4.2.2. Dessa forma, ambos os sinais filtrados da Figura 4.3.2 estão sobrepostos com o sinal original.

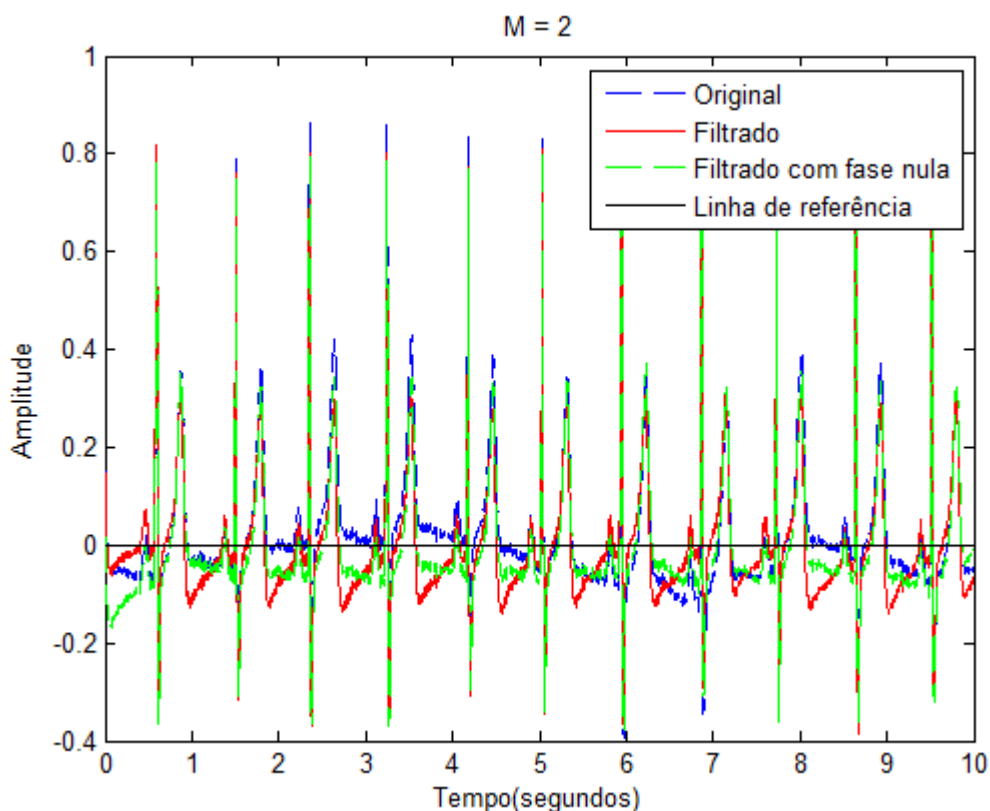


Figura 4.3.2 – Comparação dos sinais original, filtrado por IIR Butterworth e filtrado pelo método de filtragem de fase nula no tamanho  $M = 2$ .

#### 4.4 Resultados nas frequências do espectro

As tabelas comparativas dos métodos de filtragem para cada índice da VFC em cada método espectral estão presentes no Anexo I. Os índices da VFC de interesse são a LF, a HF e a razão LF/HF. Ao analisar os gráficos da Figura 4.4.1, verifica-se que a mediana e as médias 25% e 75% de cada método de filtragem não variam significativamente entre si e sem o uso de filtros. Isso é reforçado pelo valor  $p$  ser aproximadamente igual a 1. Isso mostra que houve falha na hipótese da distribuição normal para o teste One-Way ANOVA. Dessa forma, teve que executar o One-Way ANOVA on Ranks que despreza essa hipótese falha. Portanto, o resultado mostrado na Figura 4.4.1 comprova que os métodos de filtragem não possuem diferenças estatisticamente significantes entre si.

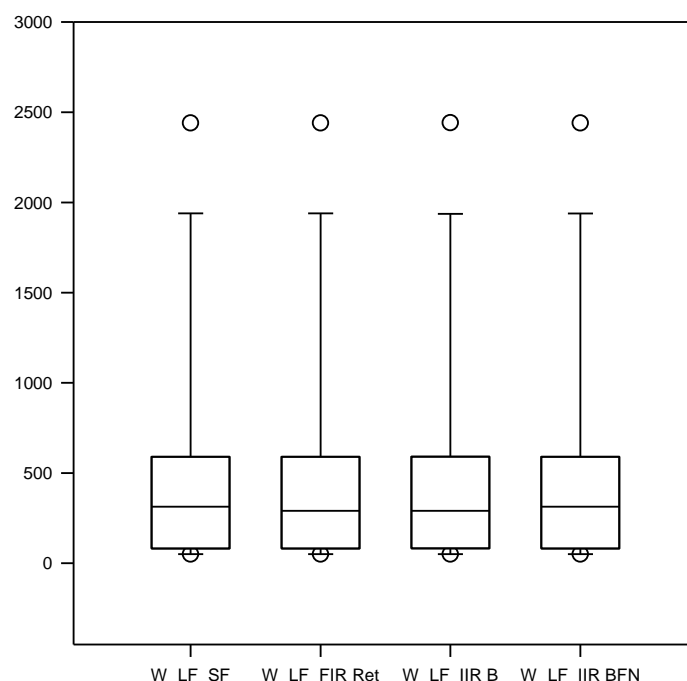


Figura 4.4.1 – Gráfico estatístico de baixa frequência (LF) por Welch (W) que mostra que os métodos não são estatisticamente diferentes. SF corresponde a sem filtro utilizado, FIR Ret a filtro FIR de janela retangular de tamanho 500, IIR B a filtro IIR Butterworth de tamanho 2 e IIR BFN ao método de fase nula do filtro IIR Butterworth de tamanho 2.

Isso pode ser explicado pela forte presença da VLF no espectro de frequência dos sinais de cada paciente e método de filtragem utilizado como mostra a Figura 4.4.2. Isso mascara os valores reais da LF e assim da razão LF/HF para um intervalo de 5 minutos onde a influência da VLF não é fundamental. Dessa forma, os métodos de filtragem estudados não exercem uma influência significativa no espectro dos RRs, apesar de causar diferenças notáveis no ECG.

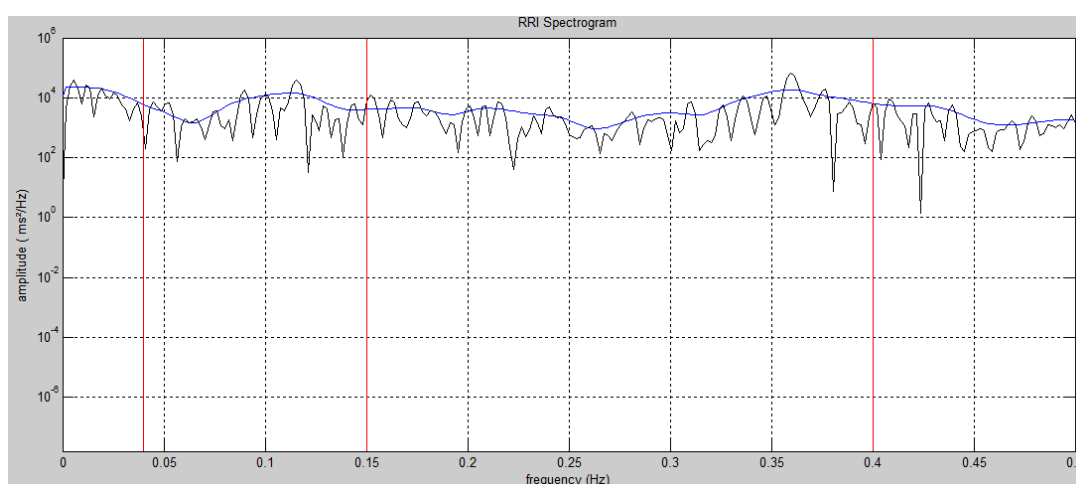


Figura 4.4.2 – Espectro de frequência do sinal filtrado por FIR de janela retangular no tamanho 500. Nota-se que há presença de VLF nesse espectro o que pode influenciar na LF.

## 5 Conclusão

O filtro FIR projetado por janelas precisa operar em tamanhos elevados a fim de realizar uma boa filtragem da linha de base do ECG e isso faz com que o atraso seja maior. No caso do filtro IIR, os sinais são bem filtrados em tamanhos significativamente menores que os do método de filtro FIR e apresentaram atrasos próximos de zero. No entanto, apresentaram mais distorções devido à característica não linear da resposta da fase. Outra vantagem dos filtros IIR é a capacidade de simular os filtros analógicos clássicos e isso simplifica seu projeto [12]. Por fim, o método de filtragem de fase nula serviu para anular o efeito da resposta da fase não linear. No entanto, os sinais filtrados por esse método apresentaram distorções no início e no fim do ECG o que podem interferir os ciclos vizinhos.

Na análise espectral de frequência, constatou-se, por meio do teste One-Way ANOVA on Ranks do SigmaPlot, que os métodos de filtragem não são estatisticamente diferentes. Em outras palavras, os métodos de filtragem utilizados não exerceram grande influência nas áreas das frequências do espectro dos RRs, apesar de resultarem sinais de ECG diferentes. Isso pode ser explicado pelo fato de que há uma forte presença da VLF no espectro e isso distorceu as LF e HF. Para corrigir esse problema, é interessante aplicar uma técnica de detrend como foi utilizada no artigo [32] em que os pesquisadores conseguiram anular os valores da VLF e, assim, as LF e HF apresentaram os resultados esperados. Dessa forma, é uma proposta para um trabalho futuro.

Além disso, é importante verificar a influência da escolha correta da frequência de corte na VFC visto que a frequência de corte utilizada nesse trabalho removeu as áreas da LF e da HF e isso não é recomendável. Recomenda-se que a frequência de corte seja menor que 0,5 Hz e seja feita uma comparação entre os valores da frequência de corte a fim de analisar efeitos no ECG e no espectro de intervalos RRs. Isso pode dar uma interpretação estatística diferente da apresentada nesse trabalho acerca da diferença entre os métodos executados.

# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] SHAFFER, F.; MCCRATY, R.; ZERR, C. L. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. **Frontiers in psychology**, Kirksville, 30 September 2014. 1-19.
- [2] TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROPHYSIOLOGY. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. **European Heart Journal**, 93, 1 March 1996. 1043-1065.
- [3] BOARDMAN, A. et al. A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability. **Physiological Measurement**, 8 March 2002. 325-336.
- [4] KUMAR, K. S.; YAZDANPANAH, B.; KUMAR, P. R. Removal of Noise from Electrocardiogram Using Digital FIR and IIR Filters with Various Methods. **IEEE ICCSP 2015 conference**, Melmaruvathur, 2-4 April 2015. 157-162.
- [5] KAUR, M.; SINGH, B.; SEEMA. Comparisons of Different Approaches for Removal of Baseline Wander from ECG Signal. **International Journal of Computer Applications**, 2011. 30-36.
- [6] AFSAR, F. A.; RIAZ, M. S.; ARIF, M. A Comparison of Baseline Removal Algorithms for Electrocardiogram (ECG) based Automated Diagnosis of Coronary Heart Disease. **Bioinformatics and Biomedical Engineering**, Islamabad, July 2009. 1-4.
- [7] LAKHWANI, R.; AYUB, S.; SAINI, J. P. Design and Comparison of Digital Filters for Removal of Baseline Wandering from ECG Signal. **International Conference on Computation Intelligence and Communication Networks**, Mathura, 27-29 September 2013. 186-191.
- [8] LENIS, G. et al. Comparison of Baseline Wander Removal Techniques considering the Preservation of ST Changes in the Ischemic ECG: A Simulation Study. **Hindawi**, 8 March 2017. 1-13.
- [9] PHYSIONET: the research source for complex physiologic signals. **PhysioNet**. Disponível em: <<https://www.physionet.org>>. Acesso em: 5 December 2017.
- [10] KUUSELA, T. **Methodological Aspects of Heart Rate Variability Analysis**. [S.l.]: [s.n.], 2012. 9-42 p.
- [11] CERUTTI, S.; BIANCHI, A. M.; MAINARDI, L. T. **Spectral Analysis of the Heart Rate Variability Signal**. Armonk: Futura Publishing Company, 1995. 63-74 p.
- [12] SEMMLOW, J. L.; GRIFFEL, B. **Biosignal and Medical Image Processing**. 3. ed. Boca Raton: CRC Press, 2014.
- [13] LYONS, R. G. **Understanding Digital Signal Processing**. 8. ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2001.
- [14] FIR Filter Design. **MathWorks**. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ug/fir-filter-design.html>>. Acesso em: 31 out. 2017.
- [15] RECTWIN. **MathWorks**. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/rectwin.html>>. Acesso em: 25 dez. 2017.
- [16] HAMMING. **MathWorks**. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/hamming.html>>. Acesso em: 25 dez. 2017.
- [17] BLACKMANHARRIS. **MathWorks**. Disponível em:

- <<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/blackmanharris.html>>. Acesso em: 25 dez. 2017.
- [18] DOLPH-CHEBYSHEV Window. **Julius Orion Smith III**. Disponível em: <[https://ccrma.stanford.edu/~jos/sasp/Dolph\\_Chebyshev\\_Window.html](https://ccrma.stanford.edu/~jos/sasp/Dolph_Chebyshev_Window.html)>. Acesso em: 25 dez. 2017.
- [19] KAISER. **MathWorks**. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/kaiser.html>>. Acesso em: 25 dez. 2017.
- [20] HEINZEL, G.; RÜDIGER, A.; SCHILLING, R. **Spectrum and spectral density estimation by the Discrete Fourier transform (DFT), including a comprehensive list of window functions and some new flat-top windows**. Max-Planck-Institut für Gravitationsphysik (Albert-Einstein-Institut). Teilinstitut Hannover, p. 1-84. 2002.
- [21] CHEBWIN. **MathWorks**. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/chebwin.html>>. Acesso em: 25 dez. 2017.
- [22] CHAVAN, M. S.; AGARWALA, R. A.; UPLANE, M. D. Suppression of Baseline Wander and Power Line Interference in ECG using Digital IIR Filter. **International Journal of Circuits, Systems and Signal Processing**, January 2008. 356-365.
- [23] GUSTAFSSON, F. Determining the Initial States in Forward-Backward Filtering. **IEEE Transactions on Signal Processing**, April 1996. 988-992.
- [24] FILTFILT. **MathWorks**. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/filtfilt.html>>. Acesso em: 31 out. 2017.
- [25] ANTI-CAUSAL, Zero-Phase Filter Implementation. **MathWorks**. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ug/anti-causal-zero-phase-filter-implementation.html>>. Acesso em: 21 dez. 2017.
- [26] SILVA, L. S. C. B. D. **CRSIDLab - Cardiorespiratory System Identification Lab**. Universidade de Brasília. Brasília.
- [27] FANTASIA Database. **PhysioNet**. Disponível em: <<https://www.physionet.org/physiobank/database/fantasia/>>. Acesso em: 5 dez. 2017.
- [28] SILVA, L. S. C. B. D. **Interface Gráfica para Análise de Sinais do Sistema Cardiorrespiratório**. Universidade de Brasília. Brasília, p. 95. 2015.
- [29] CARVALHO, J. L. **ECGLAB - Manual**. Universidade de Brasília. Brasília. 2001.
- [30] CAMPOS, M. R. **Quantificação do Sistema Nervoso Autônomo Utilizando Técnicas de Identificação de Sistemas no Domínio do Tempo: Comparação com Índices da Variabilidade da Frequência Cardíaca**. Universidade de Brasília. Brasília, p. 64. 2015.
- [31] ONE-WAY ANOVA. **Laerd statistics**. Disponível em: <<https://statistics.laerd.com/statistical-guides/one-way-anova-statistical-guide.php>>. Acesso em: 5 December 2017.
- [32] TARVAINEN, M. P.; RANTA-AHO, P. O.; KARJALAINEN, P. A. An advanced detrending method with application to HRV analysis. **IEEE Transactions on biomedical engineering**, 49, February 2002. 172-175.
- [33] MCFARLANE, S. I. et al. Sleep Disorders, Obesity, Hypertension, and Cardiovascular Risk. **Hindawi**, 15 June 2015. 1-2.
- [34] OLIVEIRA, F. M. et al. Autonomic and metabolic effects of OSA in childhood obesity. **32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS**, Buenos Aires, 4 September 2010. 6134-6137.
- [35] IYENGAR, N. et al. Age-related alterations in the fractal scaling of cardiac interbeat interval dynamics. **Am J Physiol**, 1996. 1078-1084.

# ANEXOS

Anexo I: Tabelas de valores de frequência para cada método de filtragem utilizado e figuras de resultados das respectivas tabelas pelo teste One-Way ANOVA on Ranks.

Legenda para todas tabelas e figuras:

W – Welch

FFT – Fast Fourier Transform

FIR – Finite Impulse Response

IIR – Infinite Impulse Response

SF – Sem Filtro

Ret – Retangular

B – Butterworth

BFN – Butterworth de fase nula



Dados de baixa frequência por Welch

LF_W				
Paciente	SF	FIR Ret	IIR B	IIR BFN
Jovem1	750.2217	751.3732	749.0661	751.3728
Jovem2	2440.1644	2440.1755	2441.3479	2440.1644
Jovem3	224.0052	224.2066	224.162	224.0052
Jovem4	325.8914	325.8913	342.4238	325.8914
Jovem5	331.5483	240.7376	248.0195	331.518
Jovem6	467.2984	466.577	468.9773	467.5898
Jovem7	637.5376	637.535	640.1031	637.5307
Jovem8	1939.6899	1939.6767	1936.7863	1939.321
Jovem10	590.2445	590.1684	590.6186	590.2445
Idoso1	290.6342	290.7313	290.7875	290.3562
Idoso2	163.9988	163.823	164.058	164.1026
Idoso3	77.1089	77.1089	76.9754	77.1089
Idoso4	81.798	81.4571	82.1172	81.698
Idoso5	75.8557	76.6145	82.1209	79.6424
Idoso6	464.1373	463.437	463.6534	464.1373
Idoso7	313.4495	313.4475	312.9786	313.4495
Idoso8	50.5119	50.4831	50.6264	50.4831
Idoso9	212.7849	212.7714	213.1941	212.7849
Idoso10	49.9366	49.9365	49.8453	50.0931

Dados de alta frequência por Welch

HF_W				
Paciente	SF	FIR Ret	IIR B	IIR BFN
Jovem1	1395.3501	1395.169	1397.0548	1395.1688
Jovem2	1962.3533	1954.8402	1963.9204	1962.3533
Jovem3	231.9351	230.76	231.5087	231.9351
Jovem4	501.5789	501.5789	754.9809	501.5789
Jovem5	369.3536	122.3476	141.191	370.8116
Jovem6	130.3485	130.6324	131.6529	128.8289
Jovem7	1425.2124	1425.1984	1422.0478	1425.1984
Jovem8	3878.9136	3878.9135	3876.8207	3873.63
Jovem10	682.7622	683.638	683.6502	682.7622
Idoso1	306.6988	306.8	307.0208	306.0311
Idoso2	262.9232	262.4265	260.301	261.9744
Idoso3	129.8834	129.8834	129.3204	129.8834
Idoso4	294.7722	294.162	298.5163	295.0159
Idoso5	43.8803	17.6685	46.078	35.8029
Idoso6	231.3434	234.2056	232.6657	231.3434
Idoso7	214.6727	214.6727	216.6696	214.6727
Idoso8	38.6932	39.0169	38.2221	39.0169
Idoso9	31.1451	31.1451	31.3934	31.1451
Idoso10	18.1877	18.1877	18.2323	18.1742

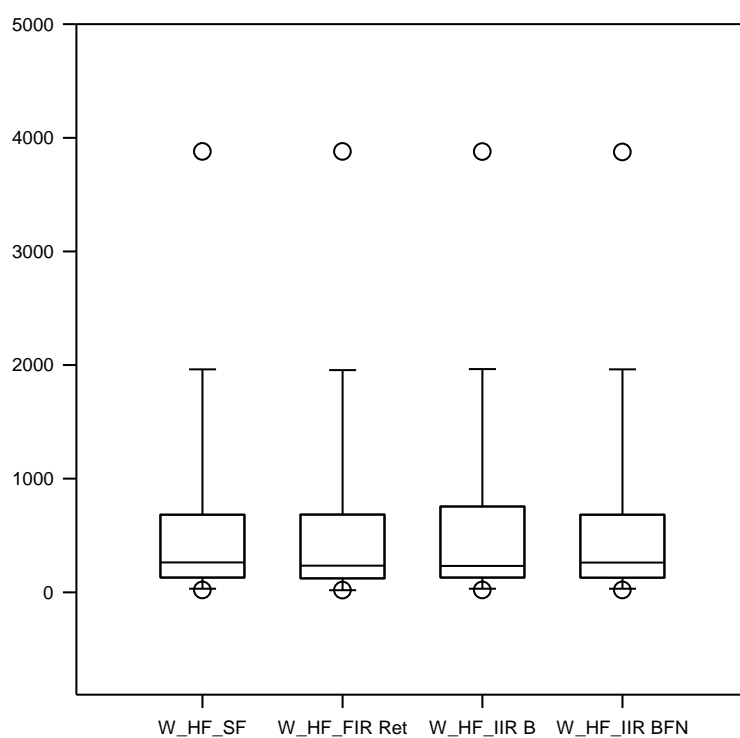


Gráfico estatístico de alta frequência por Welch

Dados da razão LF/HF por Welch

LF/HF_Welch				
Paciente	SF	FIR Ret	IIR B	IIR BFN
Jovem1	0.5377	0.5386	0.5362	0.5386
Jovem2	1.2435	1.2483	1.2431	1.2435
Jovem3	0.9658	0.9716	0.9683	0.9658
Jovem4	0.6497	0.6497	0.4536	0.6497
Jovem5	0.8976	1.9677	1.7566	0.894
Jovem6	3.585	3.5717	3.5622	3.6295
Jovem7	0.4473	0.4473	0.4501	0.4473
Jovem8	0.5001	0.5001	0.4996	0.5006
Jovem10	0.8645	0.8633	0.8639	0.8645
Idoso1	0.9476	0.9476	0.9471	0.9488
Idoso2	0.6238	0.6243	0.6303	0.6264
Idoso3	0.5937	0.5937	0.5952	0.5937
Idoso4	0.2775	0.2769	0.2751	0.2769
Idoso5	1.7287	4.3362	1.7822	2.2245
Idoso6	2.0063	1.9788	1.9928	2.0063
Idoso7	1.4601	1.4601	1.4445	1.4601
Idoso8	1.3054	1.2939	1.3245	1.2939
Idoso9	6.8321	6.8316	6.7911	6.8321
Idoso10	2.7456	2.7456	2.7339	2.7563

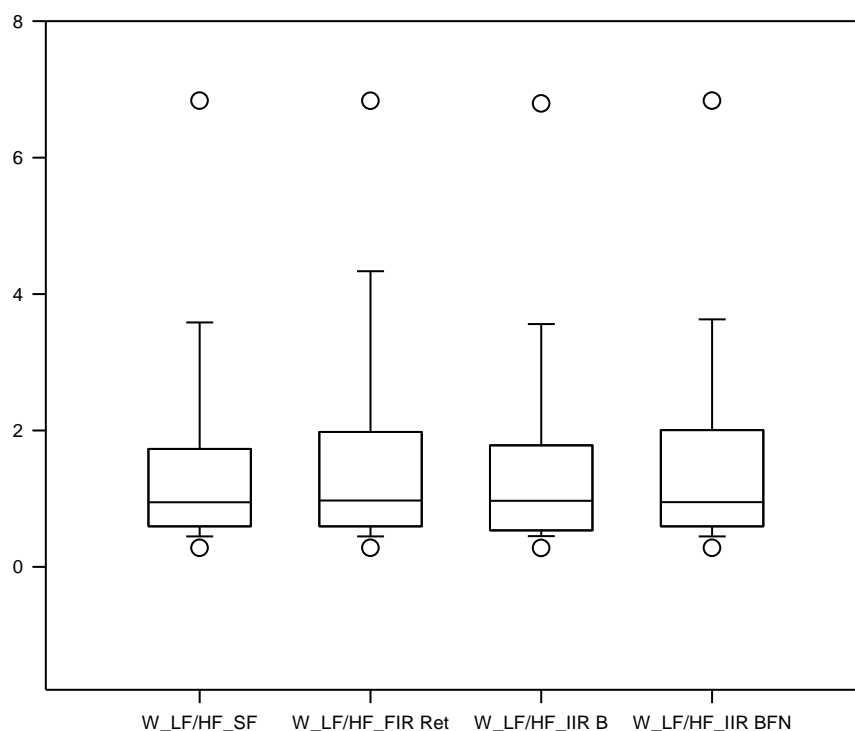


Gráfico estatístico da razão LF/HF por Welch

Dados de baixa frequência por FFT

LF_FFT				
Paciente	SF	FIR Ret	IIR B	IIR BFN
Jovem1	570.622	571.0468	569.085	571.076
Jovem2	1834.67	1840.4533	1835.5198	1834.67
Jovem3	168.9196	167.9485	169.3784	168.9196
Jovem4	295.7382	296.7828	320.9451	295.7382
Jovem5	297.9968	280.2372	277.8981	298.1278
Jovem6	506.2541	508.4437	506.7324	506.43
Jovem7	632.9589	630.1826	634.6929	632.9724
Jovem8	2367.2014	2365.1912	2365.2031	2367.1021
Jovem10	504.5673	507.0133	505.0783	504.5673
Idoso1	307.3601	308.745	308.3437	307.2653
Idoso2	133.8885	134.2044	133.8805	133.8997
Idoso3	82.0817	82.0817	82.0865	82.0817
Idoso4	96.2012	95.8269	96.6408	95.8795
Idoso5	62.3194	64.1613	71.9673	71.6291
Idoso6	399.0544	397.4231	397.8992	399.0544
Idoso7	111.3922	110.0985	111.1854	111.3922
Idoso8	39.2842	39.1731	39.3317	39.1707
Idoso9	115.7523	113.8598	115.8986	115.7523
Idoso10	62.66	62.6252	62.5756	62.9494

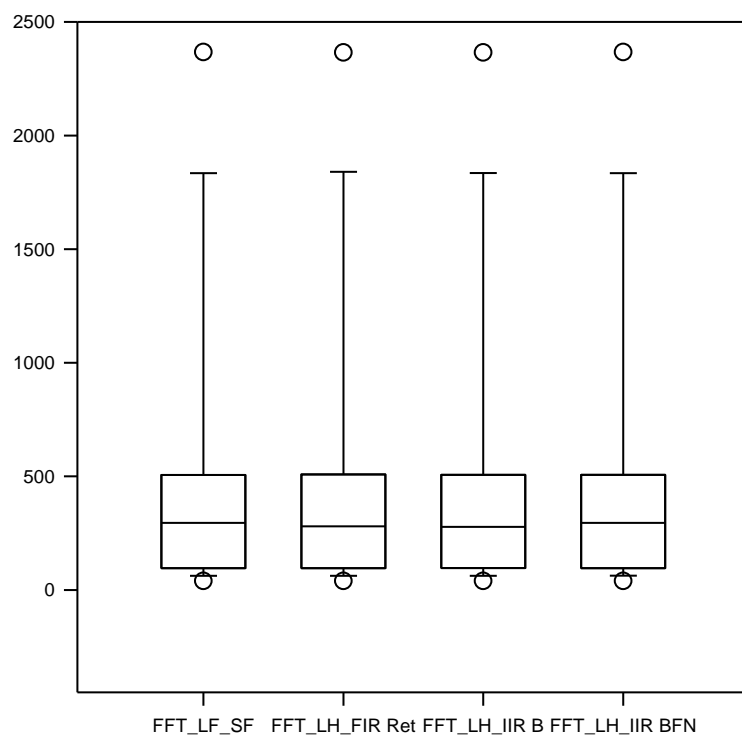


Gráfico estatístico de baixa frequência por FFT

Dados de alta frequência por FFT

HF_FFT				
Paciente	SF	FIR Ret	IIR B	IIR BFN
Jovem1	1141.3093	1138.6472	1147.898	1141.4151
Jovem2	1873.0968	1857.4869	1875.7222	1873.0968
Jovem3	215.9068	215.2532	213.9736	215.9068
Jovem4	489.1395	491.5969	703.632	489.1395
Jovem5	177.5013	124.4516	124.3725	178.361
Jovem6	121.5529	121.5692	124.2766	121.2018
Jovem7	1444.3137	1447.4647	1439.0238	1444.2915
Jovem8	3681.2073	3683.4955	3667.1979	3680.9106
Jovem10	690.7586	690.7619	691.8581	690.7586
Idoso1	276.3422	276.9216	277.4829	276.0741
Idoso2	268.1311	269.4791	266.2699	268.0125
Idoso3	134.7893	134.7892	134.6962	134.7893
Idoso4	252.7438	251.8503	255.0406	253.4867
Idoso5	28.8842	20.5744	67.4056	66.6556
Idoso6	205.2478	210.5624	207.9211	205.2478
Idoso7	172.8602	172.725	174.1561	172.8602
Idoso8	39.0358	39.8512	38.8137	39.9344
Idoso9	30.9196	30.9536	31.0445	30.9196
Idoso10	17.5973	17.5533	17.8509	17.5795

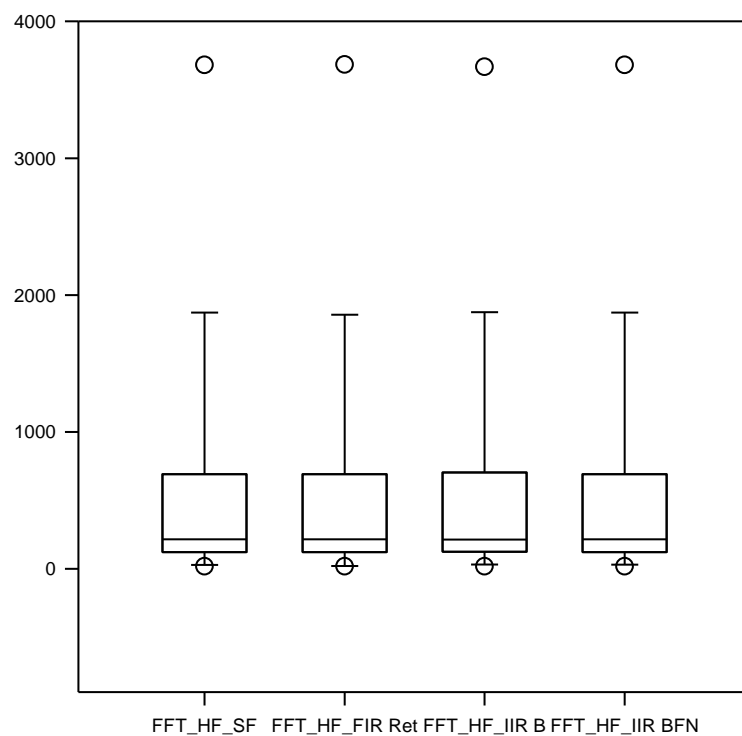


Gráfico estatístico de alta frequência por FFT

Dados da razão LF/HF por FFT

LF/HF_FFT				
Paciente	SF	FIR Ret	IIR B	IIR BFN
Jovem1	0.5	0.5015	0.4958	0.5003
Jovem2	0.9795	0.9908	0.9786	0.9795
Jovem3	0.7824	0.7802	0.7916	0.7824
Jovem4	0.6046	0.6037	0.4561	0.6046
Jovem5	1.6788	2.2518	2.2344	1.6715
Jovem6	4.1649	4.1823	4.0775	4.1784
Jovem7	0.4382	0.4354	0.4411	0.4383
Jovem8	0.6431	0.6421	0.645	0.6431
Jovem10	0.7305	0.734	0.73	0.7305
Idoso1	1.1122	1.1149	1.1112	1.113
Idoso2	0.4993	0.498	0.5028	0.4996
Idoso3	0.609	0.609	0.6094	0.609
Idoso4	0.3806	0.3805	0.3789	0.3782
Idoso5	2.1576	3.1185	1.0677	1.0746
Idoso6	1.9443	1.8874	1.9137	1.9443
Idoso7	0.6444	0.6374	0.6384	0.6444
Idoso8	1.0064	0.983	1.0133	0.9809
Idoso9	3.7437	3.6784	3.7333	3.7437
Idoso10	3.5608	3.5677	3.5055	3.5808

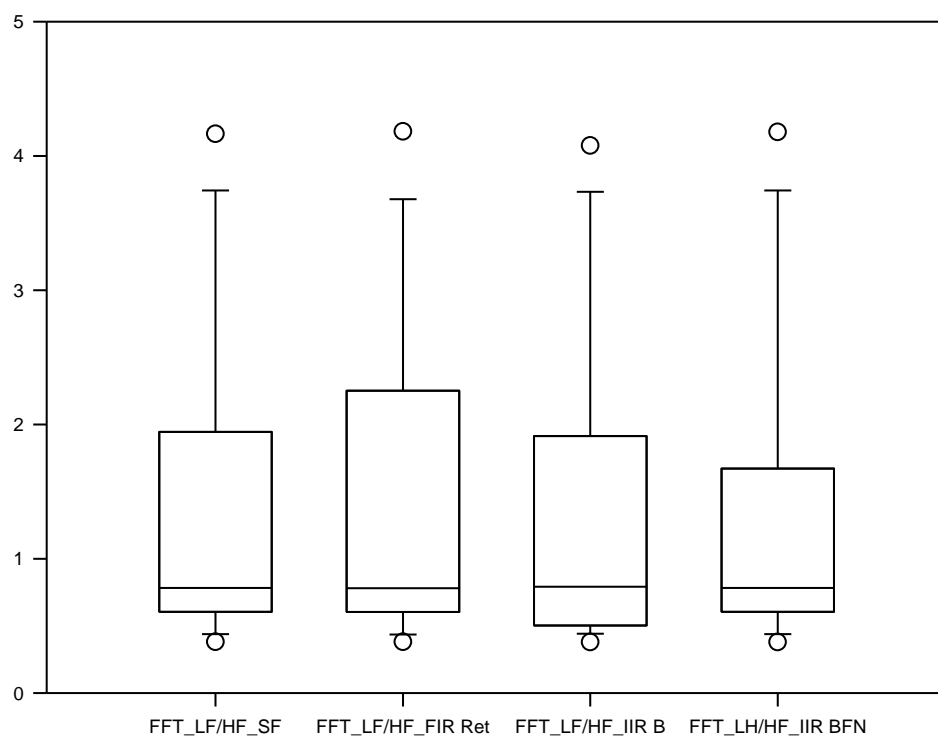


Gráfico estatístico da razão LF/HF por FFT

## Anexo II: Códigos de MatLab usados para a filtragem e organização das tabelas de áreas das frequências do espectro dos IRR.

### Código para filtragem:

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Estudante: Alexandre Correia Mesquita de Oliveira
%Matrícula: 12/0151294
%Universidade de Brasília
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
clear all;
close all;
clc;
load Sinais_originais\Grupo2\f2y01\Paciente_f2y01m_ecg_filtered.mat; %Dados
do paciente
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Inicialização
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
ecg_orig = ecg; %ECG original
N = length(ecg)/30; %Pegar os sinais de 10 primeiros segundos
t = 0:1/fs:N/fs;
t = t(1:(length(t)-1));
ecg_parcial = ecg(1:N); %ECG original com apenas sinais de 10 primeiros
segundos
plot(t,ecg_parcial);
xlabel('Tempo(segundos)');
ylabel('Amplitude');
fc = 0.5*(2/fs); %Frequencia de corte
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Projeto de filtro
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%FIR
%M = 500; %Ordem do filtro
[b,a] = fir1(M,fc,'high',rectwin(M+1)); %Retangular
[b,a] = fir1(M,fc,'high'); %Hamming
[b,a] = fir1(M,fc,'high',blackmanharris(M+1)); %Blackman-Harris
[b,a] = fir1(M,fc,'high',chebwin(M+1,60)); %Chebyshev
[b,a] = fir1(M,fc,'high',kaiser(M+1,10)); %Kaiser
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%IIR
M = 2;
[b,a] = butter(M,fc,'high'); %Butterworth
[b,a] = cheby1(M,1,fc,'high'); %Chebyshev tipo 1
[b,a] = cheby2(M,20,fc,'high'); %Chebyshev tipo 2
[b,a] = ellip(M,1,20,fc,'high'); %Elíptico
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Resultados
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Resposta em frequência do filtro FIR/IIR
figure(2);
freqz(b,a);
title(['M = ', num2str(M)]);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Filtragem normal
ecg_filt = filter(b,a,ecg_parcial);
figure(3);
plot(t,ecg_filt); %ECG filtrado
xlabel('Tempo(segundos)');
ylabel('Amplitude');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Zero-phase digital filtering
```

```

ecg_filt_zero_phase = filtfilt(b,a,ecg_parcial);
figure(4);
plot(t,ecg_filt_zero_phase); %ECG filtrado com fase nula
xlabel('Tempo(segundos)');
ylabel('Amplitude normalizada');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Resultado comparativo
figure(6);
%plot(t,ecg_parcial,'b--',t,ecg_filt,'r-');
plot(t,ecg_parcial,'b--',t,ecg_filt,'r-',t,ecg_filt_zero_phase,'g--');
%Para método de fase nula
baseline = reline([0 0]);
set(baseline,'Color','k');
xlabel('Tempo(segundos)');
ylabel('Amplitude');
%legend('Original','Filtrado','Linha de referência');
legend('Original','Filtrado','Filtrado com fase nula','Linha de
referência'); %Para método de fase nula
title(['M = ', num2str(M)]);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Salva um novo arquivo .mat para o uso do CRSIDLab
%ecg = ecg_filt;
%ecg = ecg_filt_zero_phase;
%save('C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Teste\Blackman-
Harris\f2y01m_ecg_filt_fir_black','ecg','fs');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

Código para organização das tabelas:

1.

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Estudante: Alexandre Correia Mesquita de Oliveira
%Matrícula: 12/0151294
%Universidade de Brasília
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Limpa e fecha tudo.
clear all
close all
clc
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Inicialização de variáveis
tipo = input('Digite o tipo de dado. 1 para original, 2 para FIR, 3 para
IIR e 4 para zero phase IIR. ');
while((tipo ~= 1)&&(tipo ~= 2)&&(tipo ~= 3)&&(tipo ~= 4))
    tipo = input('Erro: tipo desconhecido. Digite o tipo de dado. 1 para
RRI e 2 para SBP. ');
end

if(tipo == 1)
    arq = 'dados_rri_de_pacientes_original'; %Nome do arquivo de saída com
formato final. Para dados de RRI original.
elseif(tipo == 2)
    arq = 'dados_rri_de_pacientes_FIR'; %Nome do arquivo de saída com
formato final. Para dados de RRI filtrado por FIR.
elseif(tipo == 3)
    arq = 'dados_rri_de_pacientes_IIR'; %Nome do arquivo de saída com
formato final. Para dados de RRI filtrado por IIR.
elseif(tipo == 4)
    arq = 'dados_rri_de_pacientes_zero_phase_IIR'; %Nome do arquivo de
saída com formato final. Para dados de RRI filtrado por fase nula de IIR.

```



```

end

A = {'Paciente' 'LF_Welch' 'HF_Welch' 'LF/HF_Welch' 'LF_FFT' 'HF_FFT'
'LF/HF_FFT'};
xlswrite(arq,A,'A1:G1'); %Cabeçalho do formato final.

filename = arquivos(tipo); %Armazena os arquivos de dados. Tipo 1 para RRI.
paciente = pacientes(); %Armazena os pacientes.
cell_excel = celulas(); %Armazena as células de Excel.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Leitura e escrita de dados.
for i=1:19

    %Método Welch.
    LF_welch = xlsread(filename{i,1},'D5:D5'); %LF.
    HF_welch = xlsread(filename{i,1},'E5:E5'); %HF.
    LF_HF_ratio_welch = xlsread(filename{i,1},'B9:B9'); %LF/HF.

    %Método FFT.
    LF_fft = xlsread(filename{i,2},'D5:D5'); %LF.
    HF_fft = xlsread(filename{i,2},'E5:E5'); %HF.
    LF_HF_ratio_fft = xlsread(filename{i,2},'B9:B9'); %LF/HF.

    %Armazena dados de frequência
    data = {LF_welch HF_welch LF_HF_ratio_welch LF_fft HF_fft
LF_HF_ratio_fft};

    %Escreve no formato final.
    xlswrite(arq,paciente{i,1},cell_excel{i,1});
    xlswrite(arq,data,cell_excel{i,2});

end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

## 2.

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Estudante: Alexandre Correia Mesquita de Oliveira
%Matrícula: 12/0151294
%Universidade de Brasília
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Função que armazena os arquivos de dados dos pacientes.
%filename{i,j}: i atribui um paciente e o j atribui as frequências.
%Há 3 informações de frequências: LF, HF e LF/HF.
%Tipo 1 para sinais originais.
%Tipo 2 para sinais filtrados por FIR.
%Tipo 3 para sinais filtrados por IIR.
%Tipo 4 para sinais filtrados por IIR de fase nula.

function filename = arquivos(tipo)

    filename = {};

    if(tipo == 1)

        filename{1,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y01\Pacien
te_f2y01m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
    end

```

```

filename{1,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y01\Pacien
te_f2y01m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{2,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y02\Pacien
te_f2y02m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{2,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y02\Pacien
te_f2y02m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{3,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y03\Pacien
te_f2y03m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{3,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y03\Pacien
te_f2y03m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{4,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y04\Pacien
te_f2y04m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{4,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y04\Pacien
te_f2y04m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{5,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y05\Pacien
te_f2y05m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{5,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y05\Pacien
te_f2y05m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{6,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y06\Pacien
te_f2y06m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{6,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y06\Pacien
te_f2y06m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{7,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y07\Pacien
te_f2y07m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{7,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y07\Pacien
te_f2y07m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{8,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y08\Pacien
te_f2y08m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{8,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y08\Pacien
te_f2y08m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{9,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y10\Pacien
te_f2y10m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{9,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2y10\Pacien
te_f2y10m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

```

```

filename{10,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o01\Pacien
te_f2o01m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{10,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o01\Pacien
te_f2o01m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{11,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o02\Pacien
te_f2o02m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{11,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o02\Pacien
te_f2o02m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{12,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o03\Pacien
te_f2o03m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{12,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o03\Pacien
te_f2o03m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{13,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o04\Pacien
te_f2o04m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{13,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o04\Pacien
te_f2o04m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{14,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o05\Pacien
te_f2o05m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{14,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o05\Pacien
te_f2o05m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{15,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o06\Pacien
te_f2o06m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{15,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o06\Pacien
te_f2o06m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{16,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o07\Pacien
te_f2o07m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{16,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o07\Pacien
te_f2o07m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{17,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o08\Pacien
te_f2o08m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{17,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o08\Pacien
te_f2o08m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

filename{18,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o09\Pacien
te_f2o09m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
filename{18,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o09\Pacien
te_f2o09m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

```

```

        filename{19,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o10\Pacien
te_f2o10m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.xls';
        filename{19,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_originais\Grupo2\f2o10\Pacien
te_f2o10m_ecg_filtered_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls';

elseif(tipo == 2)

        filename{1,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y01\FIR\f2y01m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{1,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y01\FIR\f2y01m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{2,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y02\FIR\f2y02m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{2,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y02\FIR\f2y02m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{3,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y03\FIR\f2y03m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{3,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y03\FIR\f2y03m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{4,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y04\FIR\f2y04m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{4,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y04\FIR\f2y04m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{5,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y05\FIR\f2y05m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{5,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y05\FIR\f2y05m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{6,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y06\FIR\f2y06m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{6,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo

```

```

2\f2y06\FIR\f2y06m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

filename{7,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y07\FIR\f2y07m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
filename{7,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y07\FIR\f2y07m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

filename{8,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y08\FIR\f2y08m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
filename{8,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y08\FIR\f2y08m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

filename{9,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y10\FIR\f2y10m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
filename{9,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y10\FIR\f2y10m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

filename{10,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o01\FIR\f2o01m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
filename{10,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o01\FIR\f2o01m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

filename{11,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o02\FIR\f2o02m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
filename{11,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o02\FIR\f2o02m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

filename{12,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o03\FIR\f2o03m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
filename{12,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o03\FIR\f2o03m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

filename{13,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o04\FIR\f2o04m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';

```

```

        filename{13,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o04\FIR\f2o04m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{14,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o05\FIR\f2o05m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{14,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o05\FIR\f2o05m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{15,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o06\FIR\f2o06m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{15,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o06\FIR\f2o06m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{16,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o07\FIR\f2o07m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{16,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o07\FIR\f2o07m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{17,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o08\FIR\f2o08m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{17,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o08\FIR\f2o08m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{18,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o09\FIR\f2o09m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{18,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o09\FIR\f2o09m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

        filename{19,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o10\FIR\f2o10m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch.x
ls';
        filename{19,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o10\FIR\f2o10m_ecg_filt_fir_rect_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.xls
';

elseif(tipo == 3)

```

```

filename{1,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y01\IIR\2y01m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{1,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y01\IIR\2y01m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{2,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y02\IIR\2y02m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{2,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y02\IIR\2y02m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{3,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y03\IIR\2y03m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{3,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y03\IIR\2y03m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{4,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y04\IIR\2y04m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{4,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y04\IIR\2y04m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{5,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y05\IIR\2y05m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{5,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y05\IIR\2y05m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{6,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y06\IIR\2y06m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{6,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y06\IIR\2y06m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{7,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y07\IIR\2y07m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{7,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y07\IIR\2y07m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

```

```

filename{8,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2008\IIR\2008m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{8,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2008\IIR\2008m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{9,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2010\IIR\2010m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{9,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2010\IIR\2010m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{10,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2001\IIR\2001m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{10,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2001\IIR\2001m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{11,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2002\IIR\2002m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{11,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2002\IIR\2002m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{12,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2003\IIR\2003m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{12,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2003\IIR\2003m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{13,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2004\IIR\2004m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{13,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2004\IIR\2004m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_fft.x
ls';

filename{14,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2005\IIR\2005m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infofreq_welch
.xls';
filename{14,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo

```



```

2\2005\IIR\2005m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_fft.xls';

    filename{15,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2006\IIR\2006m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_welch
.xls';
    filename{15,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2006\IIR\2006m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_fft.xls';

    filename{16,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2007\IIR\2007m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_welch
.xls';
    filename{16,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2007\IIR\2007m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_fft.xls';

    filename{17,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2008\IIR\2008m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_welch
.xls';
    filename{17,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2008\IIR\2008m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_fft.xls';

    filename{18,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2009\IIR\2009m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_welch
.xls';
    filename{18,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2009\IIR\2009m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_fft.xls';

    filename{19,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2010\IIR\2010m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_welch
.xls';
    filename{19,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2010\IIR\2010m_ecg_filt_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_infreq_fft.xls';

elseif(tipo == 4)

    filename{1,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y01\Zero_phase\2y01m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
freq_welch.xls';
    filename{1,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2y01\Zero_phase\2y01m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
freq_fft.xls';

    filename{2,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo

```

```

2\f2y02\Zero_phase\f2y02m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
    filename{2,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y02\Zero_phase\f2y02m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

    filename{3,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y03\Zero_phase\f2y03m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
    filename{3,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y03\Zero_phase\f2y03m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

    filename{4,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y04\Zero_phase\f2y04m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
    filename{4,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y04\Zero_phase\f2y04m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

    filename{5,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y05\Zero_phase\f2y05m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
    filename{5,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y05\Zero_phase\f2y05m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

    filename{6,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y06\Zero_phase\f2y06m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
    filename{6,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y06\Zero_phase\f2y06m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

    filename{7,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y07\Zero_phase\f2y07m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
    filename{7,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y07\Zero_phase\f2y07m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

    filename{8,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y08\Zero_phase\f2y08m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
    filename{8,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y08\Zero_phase\f2y08m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

```

```

filename{9,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y10\Zero_phase\f2y10m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
filename{9,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2y10\Zero_phase\f2y10m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

filename{10,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o01\Zero_phase\f2o01m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
filename{10,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o01\Zero_phase\f2o01m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

filename{11,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o02\Zero_phase\f2o02m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
filename{11,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o02\Zero_phase\f2o02m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

filename{12,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o03\Zero_phase\f2o03m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
filename{12,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o03\Zero_phase\f2o03m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

filename{13,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o04\Zero_phase\f2o04m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
filename{13,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o04\Zero_phase\f2o04m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

filename{14,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o05\Zero_phase\f2o05m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
filename{14,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o05\Zero_phase\f2o05m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

filename{15,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o06\Zero_phase\f2o06m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
filename{15,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\f2o06\Zero_phase\f2o06m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

```

```

        filename{16,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2007\Zero_phase\2007m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
        filename{16,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2007\Zero_phase\2007m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

        filename{17,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2008\Zero_phase\2008m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
        filename{17,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2008\Zero_phase\2008m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

        filename{18,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2009\Zero_phase\2009m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
        filename{18,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2009\Zero_phase\2009m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

        filename{19,1} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2010\Zero_phase\2010m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_welch.xls';
        filename{19,2} = 'C:\Users\ALEXANDRE
CORREIA\Documents\UnB\TG2\Codigo\Dados\Sinais_filtrados_linha_de_base\Grupo
2\2010\Zero_phase\2010m_ecg_filt_zero_iir_butter_rri_aligned_4hz_cubic_in
fofreq_fft.xls';

    end
end

```

### 3.

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Estudante: Alexandre Correia Mesquita de Oliveira
%Matrícula: 12/0151294
%Universidade de Brasília
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Função que armazena os pacientes. Retorna uma coluna de pacientes.
%paciente{i,1}: i atribui um paciente.

```

```

function paciente = pacientes()

    paciente = {};

    paciente{1,1} = {'Jovem1'};

    paciente{2,1} = {'Jovem2'};

    paciente{3,1} = {'Jovem3'};

```

```

    paciente{4,1} = {'Jovem4'};
    paciente{5,1} = {'Jovem5'};
    paciente{6,1} = {'Jovem6'};
    paciente{7,1} = {'Jovem7'};
    paciente{8,1} = {'Jovem8'};
    paciente{9,1} = {'Jovem10'};
    paciente{10,1} = {'Idoso1'};
    paciente{11,1} = {'Idoso2'};
    paciente{12,1} = {'Idoso3'};
    paciente{13,1} = {'Idoso4'};
    paciente{14,1} = {'Idoso5'};
    paciente{15,1} = {'Idoso6'};
    paciente{16,1} = {'Idoso7'};
    paciente{17,1} = {'Idoso8'};
    paciente{18,1} = {'Idoso9'};
    paciente{19,1} = {'Idoso10'};

end

```

#### 4.

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Estudante: Alexandre Correia Mesquita de Oliveira
%Matrícula: 12/0151294
%Universidade de Brasília
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Função que armazena as células de Excel que contém informações no formato
%final.
%cell_excel{i,j}: i atribui um paciente e o j atribui as células que
%armazenam as informações do paciente.

```

```

function cell_excel = celulas()

    cell_excel = {};

    cell_excel{1,1} = 'A2:A2';
    cell_excel{1,2} = 'B2:G2';

    cell_excel{2,1} = 'A3:A3';
    cell_excel{2,2} = 'B3:G3';

    cell_excel{3,1} = 'A4:A4';
    cell_excel{3,2} = 'B4:G4';

```

```

cell_excel{4,1} = 'A5:A5';
cell_excel{4,2} = 'B5:G5';

cell_excel{5,1} = 'A6:A6';
cell_excel{5,2} = 'B6:G6';

cell_excel{6,1} = 'A7:A7';
cell_excel{6,2} = 'B7:G7';

cell_excel{7,1} = 'A8:A8';
cell_excel{7,2} = 'B8:G8';

cell_excel{8,1} = 'A9:A9';
cell_excel{8,2} = 'B9:G9';

cell_excel{9,1} = 'A10:A10';
cell_excel{9,2} = 'B10:G10';

cell_excel{10,1} = 'A11:A11';
cell_excel{10,2} = 'B11:G11';

cell_excel{11,1} = 'A12:A12';
cell_excel{11,2} = 'B12:G12';

cell_excel{12,1} = 'A13:A13';
cell_excel{12,2} = 'B13:G13';

cell_excel{13,1} = 'A14:A14';
cell_excel{13,2} = 'B14:G14';

cell_excel{14,1} = 'A15:A15';
cell_excel{14,2} = 'B15:G15';

cell_excel{15,1} = 'A16:A16';
cell_excel{15,2} = 'B16:G16';

cell_excel{16,1} = 'A17:A17';
cell_excel{16,2} = 'B17:G17';

cell_excel{17,1} = 'A18:A18';
cell_excel{17,2} = 'B18:G18';

cell_excel{18,1} = 'A19:A19';
cell_excel{18,2} = 'B19:G19';

cell_excel{19,1} = 'A20:A20';
cell_excel{19,2} = 'B20:G20';

```

end